

## 題 目

磁気位相空間を応用した上顎6自由度下顎6自由度運動測定器の試作と応用

## 著 者

郡 元治

## 内容要旨（和文約1,500字）

6自由度顎運動測定は顎口腔系の機能を総合的に評価する際に非常に有用な情報を提供することが明らかとなっており、顎頭を含めた下顎全体の運動を知る上でも不可欠なものである。しかしながら、顎運動を6自由度で高精度に測定することは非常に困難であり、6自由度顎運動測定が広く一般に普及しているとはいえない。そこでより容易に顎運動測定ができる測定器の開発を目的とし、磁気位相空間を応用した上顎6自由度下顎6自由度運動測定方式の測定器を試作した。さらに試作した測定器を用いて、女性被験者15名の顎運動を測定し、試作測定器の操作性を検討するとともに、得られたデータについてデジタル方式顎運動測定器（MM-JI）で測定した15名の男性被験者の値と比較、検討した。

【研究方法】磁気位相空間とは複数のコイルに90度位相の異なる正弦波電流を同時に流したときにできる磁場のことであり、この空間内においてはセンサの平行移動量と回転量がセンサ出力信号の位相変化量として出力される。約60cm四方の立方体空間内に6個の一次コイルにより磁気位相空間を形成し、そのほぼ中央で上下顎に装着したセンサコイルにより、それぞれの運動を測定する方式とした。センサの6自由度の各要素は時分割で測定し、測定器としての顎運動のsampling rateは約105Hzとした。測定データの補正方法は、上下それぞれ15,625組の校正データから測定データ1顎位ごとに64組の校正データを選択し、最小二乗法により補正式の係数を算出し、6自由度の各要素の最適値を算出する方法とした。さらに同一被験者の顎運動について、測定器としての信頼性が最も高いデジタル方式顎運動測定器（MM-JI）による測定結果と比較した。

また、女性正常有歯顎者15名の顎運動を測定し試作測定器の操作性を検討するとともに、最大開口量、最大顎頭移動量、矢状面内の最大下顎回転量を求め、デジタル方式顎運動測定器（MM-JI）による男性正常有歯顎者15名のデータと比較した。

【研究結果】デジタル方式顎運動測定器（MM-JI）に比較して操作性に優れた6自由度顎運動測定器を試作することができた。測定器の校正および精度検定を行った結果、校正空間内においてセンサの静的指示精度は平行移動 $115\mu\text{m}$ 、回転 $0.02^\circ$ であり、センサを上下顎歯列の前方部に装着し顎頭部の運動を算出した場合、その精度は約 $700\mu\text{m}$ と推定された。同一被験者の本測定器およびデジタル方式顎運動測定器（MM-JI）によって測定した限界運動軌跡は視覚的に非常に類似しており、本測定器の有用性が示された。

また、女性被験者15名については最大開口量 $48.4\pm 3.7\text{mm}$ 、最大顎頭移動量 $18.0\pm 2.5\text{mm}$ 、矢状面内回転量 $36.17\pm 3.17^\circ$ であった。これらの結果は、デジタル方式顎運動測定器（MM-JI）による男性15名の最大開口量 $54.71\pm 6.56\text{mm}$ 、最大顎頭移動量 $19.23\pm 2.62\text{mm}$ 、矢状面内回転量 $37.59\pm 4.15^\circ$ に対し、最大開口量に有意差が認められたが、最大顎頭移動量、最大下顎回転量については有意差は認められなかった。

【考察】試作した測定器は、6自由度の校正方法および補正方法、測定範囲の拡大等の改良すべき点がいくつか考えられるが、操作性はデジタル方式顎運動測定器（MM-JI）よりはるかに向上した。これらを改良することにより、取扱いが容易でしかも高精度な顎運動測定器を開発することが可能で、歯科臨床の向上に貢献できると考えている。

論文表題

磁気位相空間を応用した上顎 6 自由度  
下顎 6 自由度運動測定器の試作と応用

著者：郡 元治

所属：徳島大学大学院歯学研究科  
歯科補綴学第 2 講座  
(指導：坂東 永一 教授)



②

磁気位相空間を応用した上顎 6 自由度  
下顎 6 自由度運動測定器の試作と応用

The Development of Six Degree of Freedom Bimaxillary Jaw Tracking Device  
using Two Magnetic Fields in Quadrature Phase and its Application

郡 元治

Motoharu Kori

徳島大学大学院歯学研究科  
歯科補綴学第 2 講座  
(指導：坂東永一教授)

Department of Fixed Prosthodontics,  
Graduate School of Dentistry,  
The University of Tokushima  
(Director: Prof. Eiichi Bando)

第1報：磁気位相空間を応用した上顎6自由度下顎6自由度運動測定器の試作

The Development of Six Degree of Freedom Bimaxillary Jaw Tracking  
Device using Two Magnetic Fields in Quadrature Phase



**Abstract:** The aim of this study was to develop a new compact six degree of freedom jaw tracking device. The results were as follows:

1. A new compact six degree of freedom jaw tracking device using two magnetic fields in quadrature phase and sensor coils was developed.
2. The measurement accuracy of jaw movement and maxillary arch target point is about  $700\ \mu\text{m}$ .
3. This device is easier to handle than the digital type jaw movement analyzer (MM-JI), and able to obtain important information about jaw movement in six degrees of freedom.

**Key words:**

jaw movement, six degree of freedom, magnetic fields

## I. 緒言

6自由度顎運動データには多くの情報が含まれていることから、診療の現場で使用可能な6自由度顎運動測定器が開発されれば歯科診療の質は大いに向上するものと期待できる<sup>1, 2)</sup>。徳島大学歯学部附属病院では平成4年8月1日付で承認を受けた高度先進医療「顎関節症の補綴学的治療」の診断用機器としてデジタル方式顎運動測定器(MM-JI)<sup>3, 4)</sup>を使用している<sup>5)</sup>。このデジタル方式顎運動測定器は、測定精度、データ収集能力、リアルタイムでのデータ処理能力等の性能面は優れているものの、上下顎の顔弓をメカニカルに連結した構造のため重量がやや重く取扱いにも注意が必要で、適用が困難な症例もある。

そこでこのような問題を解決して、顎運動測定を必要とするすべての患者に適用可能な測定器を開発することを目的に研究を開始し、検討を行っている。まず、トランスデューサとして磁気位相空間方式を考案して、上下顎の顔弓をメカニカルに連結しない操作の容易な測定器を試作<sup>6)</sup>し、その経験をもとに上下顎に顔弓を必要としない測定器<sup>7, 8)</sup>を試作した。研究の最終目標は診療中にも容易に使用できる顎運動測定器の開発であるが、測定方式としては上下顎の運動をそれぞれ6自由度で測定することを考えている。

本研究では上顎6自由度、下顎6自由度運動測定方式で目的を達成できるかどうかを見極めるため、測定器の個々の構成要素は比較的容易に実現できる方式として、システム全体の試作と検討を行った。その結果非常に明るい見通しが得られたので報告する。

## II. 研究方法

### 1. 測定原理

本測定器では、上下顎をそれぞれ独立した剛体と仮定して座標系を設定し、それらの座標系の相対的位置関係を測定することにより顎運動を測定する間接測定法を採用した。測定の基準座標系は床に固定されており、上



下顎はそれぞれ独立した6自由度運動が可能である。

ここで基準座標系  $O - XYZ$  と上顎座標系  $O' - X'Y'Z'$  の関係を4行4列の座標変換行列で表すと、

$$X = T \cdot X' \quad \dots \quad (1)$$

ただし、

$$T = \begin{pmatrix} l_1 & l_2 & l_3 & x_0 \\ m_1 & m_2 & m_3 & y_0 \\ n_1 & n_2 & n_3 & z_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad X = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix}, \quad X' = \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix}$$

となる。 $(x', y', z')$  はある点  $P$  の上顎座標系  $O' - X'Y'Z'$  での座標値を、 $(x, y, z)$  は同一点の基準座標系  $O - XYZ$  での座標値を、 $(x_0, y_0, z_0)$  は基準座標系  $O - XYZ$  における上顎座標系  $O' - X'Y'Z'$  の原点の座標値を表す。

ここで、行列  $T$  の成分である3行3列の回転行列

$$\begin{pmatrix} l_1 & l_2 & l_3 \\ m_1 & m_2 & m_3 \\ n_1 & n_2 & n_3 \end{pmatrix}$$

の各列の成分  $(l_1, m_1, n_1)$ ,  $(l_2, m_2, n_2)$ ,  $(l_3, m_3, n_3)$  はそれぞれ上顎座標系  $O' - X'Y'Z'$  の  $X'$  軸,  $Y'$  軸,  $Z'$  軸の基準座標系  $O - XYZ$  に対する方向余弦を表す。

基準座標系と上顎座標系の各軸のベクトルが一致している状態を回転量が0であるとし、上顎座標系  $O' - X'Y'Z'$  で各軸回りの回転量をそれぞれ  $\theta_x$ ,  $\theta_y$ ,  $\theta_z$  で表して、この順番に回転したときの3行3列の回転行列  $R$  は、

$$R = T X \cdot T Y \cdot T Z$$

ただし、

$$T X = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C \theta_x & -S \theta_x \\ 0 & S \theta_x & C \theta_x \end{pmatrix}, \quad T Y = \begin{pmatrix} C \theta_y & 0 & S \theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ C \theta_y & 0 & C \theta_y \end{pmatrix}$$

$$T_Z = \begin{pmatrix} C \theta_z & -S \theta_z & 0 \\ S \theta_z & C \theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

である。ここで  $S$  は  $\sin$  を  $C$  は  $\cos$  を表す (図 1)。

同様に、基準座標系に対する下顎座標系の位置関係も 4 行 4 列の座標変換行列で表すことができ、上下顎の相対的位置関係はこれらの座標変換行列の積によって表すことができる。

本測定器で上下顎運動を測定するトランスデューサとしては、磁気位相空間<sup>6-8)</sup>を応用した変位検出センサを用いた。この測定原理は、軸を一致させて一定の位置関係に設置した 2 個のコイル (1 次コイル) にそれぞれ 90 度位相の異なる正弦波電流 ( $\sin$  波と  $\cos$  波) を流し、その間に置いたセンサコイル (2 次コイル) に電磁誘導される出力信号と基準波との位相差を検出することにより、位置の変化量が位相の変化量として出力されるものである。また回転については、位置の検出に用いた 2 個の 1 次コイルを 1 対とし、測定する回転軸と 2 対の 1 次コイルの軸がそれぞれ直交するように設置し、センサコイルはその軸が回転軸に直交するように設置する。2 対 (4 個) の 1 次コイルにそれぞれ 90 度位相の異なる正弦波電流を流し、センサの出力信号を基準波と比較することで回転量が位相の変化量として出力される (図 2)。

この測定原理を応用し、上下顎が自由に運動したときのそれぞれの平行移動量と回転量を検出する測定器を試作した。したがって本測定器では咀嚼中の頭蓋の動きと、動いている頭蓋に対する下顎の運動の計測等も可能である。

## 2. 測定器

試作した測定器は、1 次コイルとセンサコイルで構成する検出機構部と信号を処理する電子回路部より成る。

### 1) 検出機構部

検出機構部は 6 個のコイルを組み合わせた 1 次コイルと、3 個のコイル



を組み合わせたセンサコイル2個で構成する。1次コイルは、直交座標系の各軸上の原点から±方向 300mmの位置に直径約85mmの円形のものを6個設置し、この1次コイルの位置関係により測定の基準座標系を設定する(図3)。センサコイルは一辺約10mmのアクリル製立方体ブロックに3方向にエナメル線を巻いたもので(図4)、これによってセンサ座標系を設定する(図5)。したがって本測定器は、基準座標系における2個のセンサ座標系の位置を6自由度で検出することにより顎運動を測定するものである。

## 2) 電子回路部

電子回路部は基本正弦波発生器、基準矩形波発生器、ドライブコイルセレクト回路、コイルドライブ回路、センサ回路、位相検波回路、カウンタ回路、ラッチ・インターフェース回路により構成する(図6)。電子回路部のブロックダイアグラムを図7に示す。本測定器では、アップダウンカウンタへ入力する高周波のクロック信号と、その信号に完全に同期した低周波の基本正弦波および同周波数の基準矩形波が必要である。これらの信号源としてシンセサイザ(エヌエフ回路設計ブロック社製、1940型)を使用した。 $2^{40} \times 10^{-4} \text{Hz}$  (約110MHz)のシンセサイザの内部クロックを導出、分周して $2^{39} \times 10^{-4} \text{Hz}$  (約55MHz)としてアップダウンカウンタへ入力し、低周波信号は $2^{27} \times 10^{-4} \text{Hz}$  (約13.4kHz)のシンセサイザ出力を使用した。

各センサの1要素の測定には基本正弦波の16周期分(約1.2msec)の時間を割り当て、1次コイルに90度位相の異なる正弦波電流を流し、センサコイルからの出力信号が安定するのを待って最後の1周期分のセンサ出力信号と基準波との位相差を、16bit アップダウンカウンタで測定する。このとき上下センサの同一要素は同時に測定する。この結果を16bitの平行信号でミニコンピュータに転送する。1次コイルは位置の検出の時は2個、角度の検出の時は4個同時にドライブし、それぞれに対応したセンサコイルからの信号を検波する。各チャンネルは $2^{23} \times 10^{-4} \text{Hz}$  (約839Hz)で時分割したので、本測定器としての顎位当たりのsampling rateは $2^{20} \times 10^{-4} \text{Hz}$  (約105Hz)である。

1 顎位の転送データ量は顎位毎に 16bitのステータス信号を付加したので26byteである。

### 3) 装着治具

上下顎歯列へのセンサの固定は即時重合レジンとアクリル棒にて製作した装着用シーネにて行う。シーネの形状としては、左右の犬歯間の唇側面に適合し咬合および顎運動には障害にならないようにし、その正中部から前方へセンサ取り付け部分を設定する(図8)。シーネの歯列への固定は接着剤( $\alpha$ -シアノアクリレート接着剤)を用い、センサと装着用シーネとの固定は、両面粘着テープにて行う。

### 4) 生体標点測定用プローブ

上顎センサ座標系に対する上顎歯列の3次元的位置関係を明らかにするために、生体標点測定用プローブを使用する。これは、正三角形状(各辺30mm)に配置した3個の測定子とセンサ取り付け部とから成り、下顎センサをこのプローブに装着した状態で下顎センサに対する測定子先端の位置を3次元座標測定器にてあらかじめ測定しておいたものである(図9)。

上顎シーネにセンサを設置した後、下顎センサをこのプローブに取り付け、測定子先端部で上顎の3標点を触れたときのデータを記録し、そのデータから上顎センサに対する上顎標点の位置を決定する。

上顎歯列の標点は、咬頭嵌合位で切歯点に相当する上顎上の点と左右第1大臼歯点とし、基準となる咬合平面座標系は、3標点を含む平面を咬合平面とし、3点の重心を原点、原点と切歯点を結ぶ直線をX軸、原点を通る咬合平面の法線をZ軸、両軸に垂直な直線をY軸とする<sup>9)</sup>。

### 3. 測定器の校正

本測定器では、3個のコイルを組み合わせた1個のセンサで6要素のデータを収集可能であるが、磁気位相空間に歪みがあるために出力データは非線形であり、出力データをそのまま解析に使用することは不可能で、測定器の校正と出力データの補正が必要である。



校正範囲は下顎センサについては基準座標系の原点を中心とし各軸方向の60mmの範囲を、各方向に4等分する計125点について、回転についてはそれぞれの点においてセンサ座標系のX軸回りに $\pm 12$ 度、Y軸回りに $-12$ 度 $\sim +36$ 度、Z軸回りに $\pm 12$ 度の範囲をそれぞれ4等分する回転位置について行なった。また上顎センサについては基準座標系の原点からZ軸方向に40mmの点を中心に各軸方向に60mmの範囲の同じく125点について、センサ座標系のX軸回りに $\pm 12$ 度、Y軸回りに $\pm 24$ 度、Z軸回りに $\pm 12$ 度の範囲をそれぞれ4等分する回転位置について行なった(図10)。センサは、中央精機社製6軸変位校正器<sup>4)</sup>のXYZステージと回転治具(図11)を組み合わせて、平行移動および回転を行った。これにより上下顎センサについてそれぞれ合計15,625組の校正データを収集した。なお6軸変位校正器の金属による影響を避けるため測定器と校正器を離し、センサと回転治具は校正器のステージに連結したアクリル製アームの先端に固定した。6軸変位校正器および回転治具の座標系は、1次コイルで設定される基準座標系と原点で可及的に一致するようにした。自作した回転治具は、各軸回りに6度ごとに回転させて固定できるもので、指示精度は3次元座標測定器にて測定した結果、 $\pm 0.1$ 度であった。

#### 4. データ処理

測定データから基準座標系における上下顎センサ座標系の6自由度の各成分を算出し、そのデータから上下顎の相対的運動さらには解析対象部位の運動を算出する。

##### 1) 測定データの補正

1個のセンサから出力される平行移動3要素と回転3要素に関するデータは、基準座標系の原点を離れるにしたがい変化量は非線形となる。また回転による位置データの変化、平行移動による回転データの変化が現れ、各要素が完全に独立したものではなくなる。このことから出力データの6要素の相互関係を考慮した補正を行なう必要がある。6要素に関する出力データを6自由度のデータとして取り扱うことができるように、校正デー

タから次のような過程で補正を行った。

1組の校正データには6個の校正值とそれぞれに対応する6個の測定器出力値が各要素について存在する。ここで、顎運動データ中の1顎位の6個の測定値と校正データの校正值とを比較し、各要素について測定器出力値に対し校正值が+方向と-方向で最も近い値を有する校正データを64組選択する。この64組の校正データから最小2乗法によって次に示す補正式の各項の係数を求め各要素の最適値を算出した。

補正式

$$Q = k_1 \cdot x \cdot y + k_2 \cdot x \cdot z + k_3 \cdot x \cdot \alpha + k_4 \cdot x \cdot \beta + k_5 \cdot x \cdot \gamma + \\ k_6 \cdot y \cdot z + k_7 \cdot y \cdot \alpha + k_8 \cdot y \cdot \beta + k_9 \cdot y \cdot \gamma + k_{10} \cdot z \cdot \alpha + \\ k_{11} \cdot z \cdot \beta + k_{12} \cdot z \cdot \gamma + k_{13} \cdot \alpha \cdot \beta + k_{14} \cdot \alpha \cdot \gamma + k_{15} \cdot \beta \cdot \gamma + \\ k_{16} \cdot x + k_{17} \cdot y + k_{18} \cdot z + k_{19} \cdot \alpha + k_{20} \cdot \beta + k_{21} \cdot \gamma + k_{22} \cdot 1 \\ \dots \textcircled{2}$$

ただし、 $x, y, z, \alpha, \beta, \gamma$ はある顎位での測定器の各出力値を示し、 $Q$ は各要素の最適値を示す。この方法により1顎位ごとに補正を行ない上下顎の6自由度データを算出した。なお測定データが校正範囲を越えた場合には、その測定データに近い校正データを同じく64組選択し補正を行った。

### 3) 基準座標系における測定

測定の基準座標系は1次コイルの座標系であり、補正後のデータは基準座標系に対する各センサの絶対位置を表す。基準座標系に対する上顎センサ座標系の座標変換行列を $T_U$ 、同じく下顎センサ座標系の座標変換行列を $T_L$ とすると、これらは①式により求めることができる。ここで上顎センサ座標系に対する下顎センサ座標系の座標変換行列 $T_M$ は、

$$T_M = T_U^{-1} \cdot T_L \quad \dots \textcircled{3}$$

と表現できる。これは各顎位での上下顎の相対的位置関係を表している。

### 4) 上顎センサ座標系から咬合平面座標系への変換

上顎センサ座標系と咬合平面座標系との関係を4行4列の座標変換行列 $B$ で表すと、 $B$ は、



$$B = \begin{pmatrix} l_{B1} & l_{B2} & l_{B3} & X_{B0} \\ m_{B1} & m_{B2} & m_{B3} & Y_{B0} \\ n_{B1} & n_{B2} & n_{B3} & Z_{B0} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdots \quad (4)$$

ただし、原点移動量  $(X_{B0}, Y_{B0}, Z_{B0})$  は、咬合平面の切歯点  $P1(x_1, y_1, z_1)$ 、左上顎第1大臼歯点  $P2(x_2, y_2, z_2)$  ならびに右上顎第1大臼歯点  $P3(x_3, y_3, z_3)$  を結んだ3角形の重心の上顎センサ座標系における座標値である。さらに  $(l_{B1}, m_{B1}, n_{B1})$ 、 $(l_{B2}, m_{B2}, n_{B2})$ 、 $(l_{B3}, m_{B3}, n_{B3})$  はそれぞれ咬合平面座標系の  $X_B$  軸、 $Y_B$  軸、 $Z_B$  軸の上顎センサ座標系に対する方向余弦を表す。

これより上顎センサ座標系から咬合平面座標系への座標変換行列  $B$  の各成分が算出できる<sup>4)</sup>。

#### 5) 咬合平面座標系における測定

咬合平面座標系を基準とした解析対象部位の顎運動測定を行なうために、咬頭嵌合位で上下顎の咬合平面座標系を一致させる。この時の上顎咬合平面座標系が基準となるように座標変換を行う。咬合平面座標系における下顎運動は③式の  $T_M$  と④式の  $B$  を用いて

$$S_{U_i} = B^{-1} \cdot T_{M_i} \cdot T_i \cdot B \cdot S_L$$

となる。ただし、 $S_{U_i}$  は上顎咬合平面座標系における解析対象点の位置ベクトル、 $T_i$  は咬頭嵌合位における上下顎座標系の座標変換行列、 $S_L$  は下顎咬合平面座標系における解析対象点の位置ベクトルをそれぞれ示し、また、 $i$  ( $i = 1, 2, 3, \dots, n$ ) は運動中の顎位を示す。

なお相補下顎運動<sup>3)</sup>は  $T_{M_i}$ 、 $T_i$  の逆行列を用いて

$$S_{U_i} = B^{-1} \cdot T_i^{-1} \cdot T_{M_i}^{-1} \cdot B \cdot S_L$$

となる。

### Ⅲ. 結果

#### 1. 測定システム

本研究で試作した測定器センサ部とこの測定器による顎運動測定風景を図12, 図13に示す. 測定器はミニコンピュータに接続して, 図14に示すシステム構成でデータ収集を行った. データ収集速度は本研究ではソフトウェアの入出力ルーチンに低速度のものを使用したため毎秒約52顎位である. 測定データは12チャンネルのカウント値をそのまま光磁気ディスクに保存し, 測定終了後, ワークステーション (DEC社製, VAX Station 4000) にデータを転送し, 補正を行った後, 解析対象点の運動軌跡をグラフィックターミナル (EVANS & SUTHERLAND社製, PS 390) 上に表示した.

#### 2. 補正および測定精度

測定した顎運動データは, 先に示した設定で行った校正により得られた上下それぞれ15,625組の校正データを参考にし, 1顎位ごとに補正を行った.

測定精度については, 測定器の校正とは別にデータを収集し精度検定を行った. 平行移動, 回転ともに原点付近ではほぼ線形の出力データの変化がみられ, 出力データ1カウントに相当する変化量は表1に示すとおりである. また原点付近の点と校正を行った空間内の64点についてセンサを静止させて連続した100個のデータを収集した. その結果, 表2に示すように原点付近の点で収集した100個のデータのばらつきは, 標準偏差0.99, 最大値と最小値の差は5であった. また校正範囲内の64点それぞれについて同様に100個のデータを収集し, 標準偏差, 最大値と最小値の差を求め, それぞれの最大値を校正範囲全体におけるデータのばらつきとした結果, 標準偏差2.89, 最大値と最小値の差12であった.

さらにこの64点の各点にて収集した100個のデータの平均値をそれぞれの点の測定データとして補正し, 実際の位置と補正により得られた位置との差を誤差として検討したところ表3に示す結果であった. ここで回転については回転治具の分解能が低いため, 6軸変位校正器の回転ステージに



てX軸回りについてのみ0.5度間隔で回転させたデータを収集した。

### 3. 被験者の顎運動

顎口腔系に異常の認められない24歳の男性1名を被験者とし本測定器で限界運動の測定を行った(図13, 図14)。顎頭部の解析対象点は運動論的顎頭点<sup>9)</sup>とした。運動論的顎頭点は補正後の顎運動データをグラフィックターミナル(EVANS & SUTHERLAND社製, PS 390)上に表示し, 鈴木<sup>9)</sup>の方法に準じて求めた。図15は咬合平面座標系に変換した後の, 切歯点および左右運動論的顎頭点の限界運動軌跡を3平面に投影した結果である。また図16は同一被験者のディジタル方式顎運動測定器(MM-JI)による測定結果である。各図には矢状面限界運動路, 左右側方限界運動路, 咬頭嵌合位から接触滑走で前方限界位まで運動し, そのまま前方限界路上を右側方限界位まで運動する運動路, 同じく前方限界位から左側方限界位まで運動する運動路の5経路を示す。また表4に両測定器で測定した顎運動データから求めた運動論的顎頭点の位置を咬合平面座標系での座標値として示す。

## IV. 考察

### 1. 研究方法について

#### 1) 測定原理および測定器

下顎上の任意点の3次元運動を測定する場合, 顎頭部は周囲が骨および軟組織に覆われており直接測定することは困難であり, 現在までの研究においても, 顎骨や歯を剛体と仮定し下顎上にいくつかの代表点を設定しその点の3次元運動から間接的に解析対象点の運動を算出する方法が取られてきた<sup>3, 6, 10-30)</sup>。本測定器においても, 間接測定法により上下顎の6自由度運動を測定する方法を採用した。

また変位ならびに回転を検出する方法としては, 直交する3対のコイルで磁気位相空間を形成し, この空間内で運動するセンサコイルで6自由度を時分割で測定する方式とした。このためセンサコイルは直交する3軸にコイルを巻いたものを用い, 1個のセンサで6要素の測定を可能とした。

さらに位相の変化量の検出には、センサから出力される正弦波信号を矩形波に変換した後、基準矩形波との位相差をクロックパルスでカウントして移動量および回転量として出力する方法を採用した。

磁気を応用した運動の測定方法には、永久磁石などの直流磁場を利用したもの、コイルに正弦波電流を流して作った交流磁場を利用したものがある。永久磁石を利用した顎運動測定器は操作が容易であり臨床でもよく用いられている。これは下顎切歯点部に固定した永久磁石の3次元的位置を検出するもので、回転により出力値が変化し、また情報量が少ないために完全な補正は不可能であり、定量的測定では回転量が少ない咀嚼運動や滑走運動の測定に限られる。交流磁場を利用した測定は、眼球運動<sup>31-33)</sup>や3次元ディジタイザ<sup>34)</sup>、顎運動<sup>35, 36)</sup>、舌運動<sup>36)</sup>に応用されているが、6自由度の顎運動測定に応用<sup>8-9)</sup>されているものは少ない。交流磁場を利用した測定では、2次コイルに電磁誘導される信号の振幅値によって距離や回転量を検出する方法<sup>31-36)</sup>が多い。センサ出力信号の振幅の最大値付近は外来ノイズの影響が大きく、また誘導起電力の大きさは1次コイルからの距離と1次コイルに対する角度により変化するため、出力値の変化が平行移動によるものか回転によるものかを見極める必要がある。

本測定器では、センサ出力信号の位相変化を正弦波の0クロス点で検出しており、この部分では外来ノイズによる影響が最小となり、安定したセンサ出力が得られるならば、クロック周波数を上げることで測定分解能の向上が期待できる。また1個のセンサにつき6要素を測定し、平行移動量と回転量を検出した。

非接触で6自由度の顎運動を測定する方法として、下顎あるいは上下顎に標点となる微小電球やLEDを取り付け、写真法によって測定する方法<sup>16, 17)</sup>、PSDカメラやCCDカメラによって標点の2次元座標として出力する方法<sup>20, 21, 23, 24, 28, 29)</sup>、また永久磁石を応用した方法<sup>22)</sup>、超音波ディジタイザを利用した方法<sup>30)</sup>がある。これらは1個の標点について3次元的位置の情報しか得ることができず、6自由度の測定には標点が最低3個必要となり必然的に形態が大きくなる。本測定器では被験者に装着するセンサ部分は一辺約16mmの立方体で上下顎とも約8gと軽量であり、



シーネを含めて片顎で約12gであり上下顎にかかる負荷が少なく、頭部固定の必要がないのでより生理的条件下で測定が可能である。

本測定器における6自由度の各要素は時分割で連続的に測定されるため、1個のセンサでの6要素は厳密に言えば同一時間のものではないが、6要素の測定に要する時間は約7.2msecと短時間であるため、通常の顎運動の測定に関しては同一時間のデータとして解析をしても差し支えないと思われる。またこの時間はコイルドライブおよびセンサ出力が安定する時間を考慮し、1要素の測定につきコイルドライブ信号の16周期分を割り当てているが、位相変化量を測定しているのは最後の1周期のみである。コイルドライブ信号およびセンサ出力信号はコイルドライブを開始して1周期(74.5 $\mu$ sec)後には安定しており、6要素の測定に要する時間は1/8程度に短縮可能である。

本測定器の測定精度にはアナログ回路の精度が大きく影響しており、1次コイルのドライブ信号とセンサ出力信号の精度に左右される。したがってアナログ回路の改良により精度の向上が期待できる。また測定中にはセンサコイルに微小ながら電流が流れるため2つのセンサが近接したときには、互いに影響を及ぼし合う。1個のセンサを固定し他のセンサを近づけたところ、約1.5cmほど近づいたところから固定した側のセンサ出力に変化が現れた。したがって顎運動測定時には上下顎センサが最も近づく咬頭嵌合位で約2cm離れるように固定した。また同一センサ内の3個のコイルについても互いに影響を及ぼし合うが、1要素の測定には1つのコイルのみ使用するの、測定に使用しないコイルはアナログスイッチにてセンサ回路から切り離れた。

## 2) 測定器の校正

磁気位相空間の特性<sup>6)</sup>からすると、基準座標系の原点付近の小範囲における平行移動による出力変化はほぼ線形であり、また回転による出力変化も原点においては線形である。しかし原点から離れるにしたがい非線形性が増加し、また6要素のデータを独立したものとして取り扱うことができなくなる。

センサ出力信号の位相変化は、原理的には1次コイルとセンサコイルの6自由度的位置関係によって決定される。したがって、測定空間内の各6要素をいくつか分割し、校正器により決定される6要素のデータとその時の測定器から出力されるデータを1組とし、校正器により各要素を変化させたときのデータを収集した。これにより上下顎センサそれぞれについて15,625組の校正データを得た。

校正には6軸変位校正器と回転治具を使用した。6軸変位校正器は3次元の直交座標系を有し、各軸回りの回転が可能であるが、装置が金属であるためこれに直接センサを取り付けて校正を行うことは不可能である。したがって本測定器の校正では6軸変位校正器の平行移動ステージのみを使用し、センサを回転させる機構としては、センサに設定された座標系の各軸回りに高精度に回転させる機構が必要であり、現在では非金属でこのような機構を有するものは入手困難であるため、回転治具を自作して代用した。高精度の校正を行うことは今後の課題である。

### 3) データの処理

測定は、上下顎それぞれ6チャンネルとステータス信号1チャンネルの13チャンネルの信号を1顎位のデータとして常時取り込み、リモートスイッチで発生するマーク信号を調べ、信号の有無によりデータ収集を行った。データは、オンラインでミニコンピュータに取り込み、12チャンネルのカウント値をそのまま光磁気ディスクに記録した。測定終了後、全データを各顎位ごとに補正プログラムにより補正し解析用データとした。

解析は、光磁気ディスクの解析用データを再生し、咬合平面座標系における座標変換行列に変換した後に解析対象点の運動を算出した。

## 2. 結果について

### 1) 補正および測定精度

測定データの補正方法は、校正データを参考に最小2乗法により6自由度の各要素の最適値を算出する方法とした。最適値を算出する式は②式であり、選択した64組の校正データから各要素について最適な係数を求め、



測定データから6自由度の各要素を算出した。補正式の違いにより精度が異なるが、今回採用した方法は同一の補正式で求めた。この方法では、校正間隔をより小さくすることにより補正精度を向上させることができるが、逆に校正データが膨大な量となり、非能率的であり、また校正器の回転部分の分解能が低いため各要素につき5段階の校正とした。

表3に測定器のセンサ部における総合的指示精度を示した。この表に示すX軸回りの回転量の校正は6度ごとであり、12度ごとに校正を行ったY軸回りの回転量の誤差はこれよりも大きいものと思われる。したがって上下顎の6自由度運動データからセンサより約150mm離れた顎頭部の運動を推定した場合の精度は700 $\mu$ m程度であると考えられるが、現段階の精度としてはほぼ満足のいくものである。高精度の補正方法を開発することにより更に精度を向上させることが期待できるが、これは今後の課題である。

一般に6自由度測定において解析対象点の運動を推定する場合、センサからの距離が大きいほど測定誤差が大きくなる。今回試作した測定器ではセンサを上下顎切歯点の前方部に設置しているため、測定データから顎頭部の運動を推定する場合誤差は大きくなる。この点では、測定器の原点が左右の顎頭を結ぶ軸のほぼ中点にあるデジタル方式顎運動測定器(MM-JI)の方が有利である。本測定器においてもセンサを小型化し口腔内に設置することにより顎頭部での測定精度を向上させることができると考える。

## 2) 測定システム

被験者の顎運動を測定する場合、操作が容易で、被験者に対する負荷が少なくより生理的な状態であることが望ましい。本測定システムでは、被験者へ装着する装置は上下顎のセンサのみであり、頭部固定も必要としないのでより生理的な状態での測定が可能である。

一般臨床で使用する顎運動測定器としては、リアルタイムで測定データの確認ができることが望ましいが、本システムでは現在のところデータの補正に時間を要するため、測定直後に確認することはできない。しかし補正方法の改良や計算機の演算速度の向上により、将来はこれも可能になると思われる。

### 3) 被験者の顎運動

図15, 16に示す本測定器およびデジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) により測定した結果は, 同時には測定していないので必ずしも同じ運動ではないが, 切歯点, 左右運動論的顎頭点の運動軌跡は非常に類似しており, 6 自由度顎運動測定器としての条件はほぼ満足しているといえる. また両測定器により求めた切歯点, 左右運動論的顎頭点は咬合平面座標系で表4に示す位置にあった. この結果の違いの原因としては, 2つの測定器が基準とする咬合平面のずれや運動論的顎頭点検索時のオペレータによる個人差が考えられ, これらを考慮するとほぼ同一結果といえる.

今後測定器の各構成要素の性能向上を図るとともに, システムとしての改良を行うことで診療中に使用可能な6自由度顎運動測定器を開発できると考える.

## V. 結論

1. 磁気位相空間を応用し, 上顎6自由度, 下顎6自由度運動が測定可能な顎運動測定器を開発した.
2. 本測定器の総合的な測定精度は $700\mu\text{m}$ であった.
3. デジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) と比較して, より簡便な方法で解析に必要な情報量を有する顎運動測定が可能となった.
4. 本測定器の改良により診療中に使用可能な6自由度顎運動測定器を開発できる見通しが得られた.

本論文の要旨の一部は第1回日本磁気歯科学会学術大会 (平成3年12月6日, 東京), 第2回日本磁気歯科学会学術大会 (平成4年12月12日, 小倉) において発表した.

本研究の一部は文部省科学研究費補助金 (一般研究 A, 課題番号63440076), (一般研究 B, 課題番号04454487) に依った.



## 文献

- 1) 坂東永一：成人前期における咬合の管理からみた顎運動要素の補綴学的意義，関根 弘編，咬合の育成と維持，151～169，クインテッセンス出版，東京，1991.
- 2) 坂東永一：咬合破綻の予防と回復における下顎運動測定の必要性，三谷春保，関根 弘，三谷英夫編，咬合の生涯維持，77～87，クインテッセンス出版，東京，1992.
- 3) 坂東永一，藤村哲也，鈴木 温ほか：ディジタル方式による下顎運動測定，顎機能， 2 : 137～143，1984.
- 4) 藤村哲也，坂東永一：ディジタル方式顎運動測定器の開発，補綴誌：35，830～842，1991.
- 5) 中野雅徳，竹内久裕，大井啓司ほか：顎機能異常（顎関節症）症例に対する6自由度顎運動測定による診断と移行的治療，四国歯会誌， 4 : 87～100，1991.
- 6) 坂東永一：情報量が多く操作の容易な下顎運動測定器の開発，昭和60年度科学研究費補助金（一般B）研究成果報告書，1～226，1985.
- 7) 坂東永一：口腔内6自由度顎運動測定器を主とした顎機能診断システムの開発，平成3年度科学研究費補助金（一般A）研究成果報告書，1～85，1992.
- 8) 郡 元治，坂東永一，藤村哲也：磁気位相空間を応用した顎運動測定器の開発－第2報－口腔内6自由度顎運動測定器，日磁歯誌， 1 : 103，1992.

- 9) 鈴木 温 : デジタル方式下顎運動測定器による下顎限界運動の6自由度解析, 補綴誌, 31: 712~725, 1987.
- 10) Beck, H. O. and Morrison, W. E. : A method for reproduction of movements of the mandible, J Prost Dent, 12: 873~883, 1962.
- 11) Gibbs, C. H. , Messerman, T. , and Reswick, J. B. : The case gnathic replicator for the investigation of mandibular movements, Engineering Design Center Report, EDC-4-66-14, Case Western Reserve University, Cleveland, OH, 1966.
- 12) Knap, F. J. , Richardson, B. L. and Bogstad, J. : Study of mandibular motion in six degrees of freedom, J Dent Res, 49: 289~292, 1970.
- 13) 真柳昭紘 : 側方滑走運動における顎頭運動に関する研究, 補綴誌, 14: 158~182, 1970.
- 14) 野村孝太郎 : 側方咬合位における咬合器の再現性と運動様式に関する研究, 補綴誌, 15: 239~266, 1971.
- 15) Goodson, J. M. and Johansen, E. : Analysis of human mandibular movement, edited by Mayers, H. M., Monographs in Oral Science Vol. 5, 1~80, S. Karger, Basel, 1975.
- 16) 中野雅徳 : 側方滑走運動における顎路と歯牙路に関する研究, 補綴誌, 19: 647~665, 1976.



- 17) 栗山 実：歯牙指導要素が平衡側顎路に及ぼす影響について，補綴誌，23：126～147，1979.
- 18) 藤田忠寛：下顎運動の情報処理に関する研究－運動の検出機構を中心として－，神奈川歯学，14：155～176，1979.
- 19) Körber, E. und Luckenbach, A. :Dreidimensionale darstellung der bewegung einzelner punkte eines kiefermodelles im articulator, Dtsch Zahnärztl Z, 36:462～466, 1981.
- 20) 塩澤恭郎，林 豊彦，野村修一ほか：下顎任意点の運動解析 第1報 測定システム，補綴誌，25：499～507，1981.
- 21) 林 豊彦，多和田孝雄，山崎石治ほか：歯牙接触滑走運動の3次元測定システム，補綴誌，25：641～648，1981.
- 22) Lewin, A. and Nichel, B. :Device for the measurement of the location, the position and/or the change of location or of position of a rigid body in space, U.S. Patent 4,303,077 , 1981.
- 23) 保母須弥也，望月貞成：自動電子計測システムによるヒトの下顎運動の研究 第1報 測定システムの開発，補綴誌，26：619～634，1982.
- 24) 伊藤博夫，豊永優文，斉藤武士ほか：非接触型3次元変位計測システムについて（講演抄録），補綴誌，27：396～397，1983.
- 25) 菊田大士：下顎運動計測システムの開発とその応用，神奈川歯学，18：433～448，1984.

- 26) Mesqui, F. , Kaeser, F. and Fischer, P. :Real-time noninvasive recording and three-dimensional display of the functional movements of arbitrary mandible point, SPIE Vol. 602 Biostereometrics'85, 77~84, 1985.
- 27) 柴田孝典, 林 尚徳, 坂井孝郎ほか : 顎運動解析再現装置による下顎頭運動路の記録, 第7回 顎関節研究会誌 : 39, 1987.
- 28) 山崎要一 : セルスポットを応用した下顎多点運動解析システムの開発と乳歯列期小児の側方滑走運動に関する研究, 小児歯科学雑誌, 27 : 395~414, 1989.
- 29) 栗山 実, 真柳昭紘, 長谷川成男 : セルスポット計測システムを応用した下顎運動測定法 (講演抄録), 補綴誌, 34・84回特別号 : 193, 1990.
- 30) Pröbster, L. und Benzing, U. :Vergleich der computerunterstützten Registriersysteme MT1602 und compugnath, Dtsch Zahnärztl Z, 45:54~58, 1990.
- 31) Robinson, D, A. :A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field, IEEE Trans Biomed Eng, 10:137~145, 1963.
- 32) Raulen, J. P. H. and Bakker, L. :The measurement of eye movement using double magnetic induction, IEEE Trans Biomed Eng, 29:740~744, 1982.



- 33) Zeevi, Y. Y. and Ish-Shalom, J. :Measurement of eye movement with a ferromagnetic contact ring, IEEE Trans Biomed Eng, 29: 511~522, 1982.
- 34) 菊池 望 : 三次元ディジタイザの特性と応用, 映像情報, 11: 21~37, 1984.
- 35) 中沢勝宏 : 顎関節症における下顎運動の分析, 歯科学報, 74: 277~311, 1974.
- 36) Perkell, J. S. and Cohen, M. H. :An alternating magnetic field system for tracking multiple speech articulatory movements in the midsagittal plane, Technical Report 512, 1~52, Massachusetts Institute of Technology Research Laboratory of Electronics, Cambridge, Massachusetts, 1986.

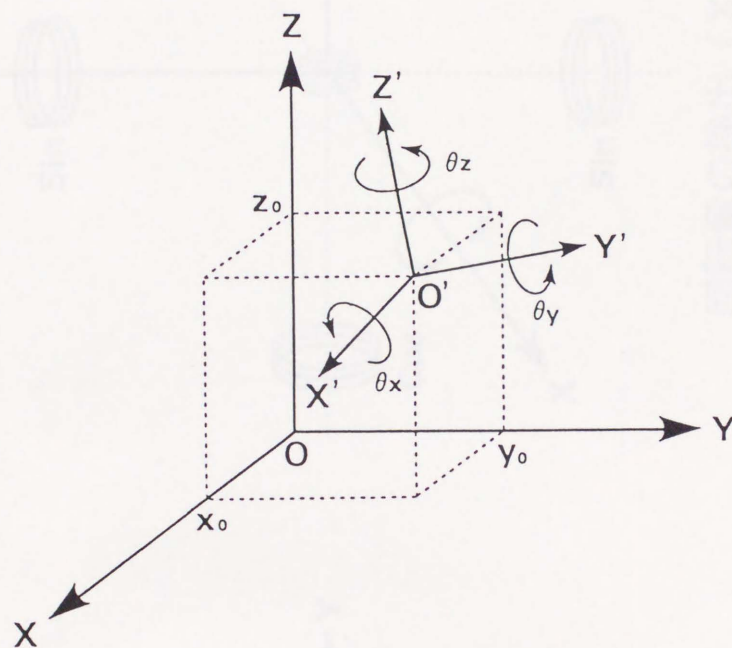
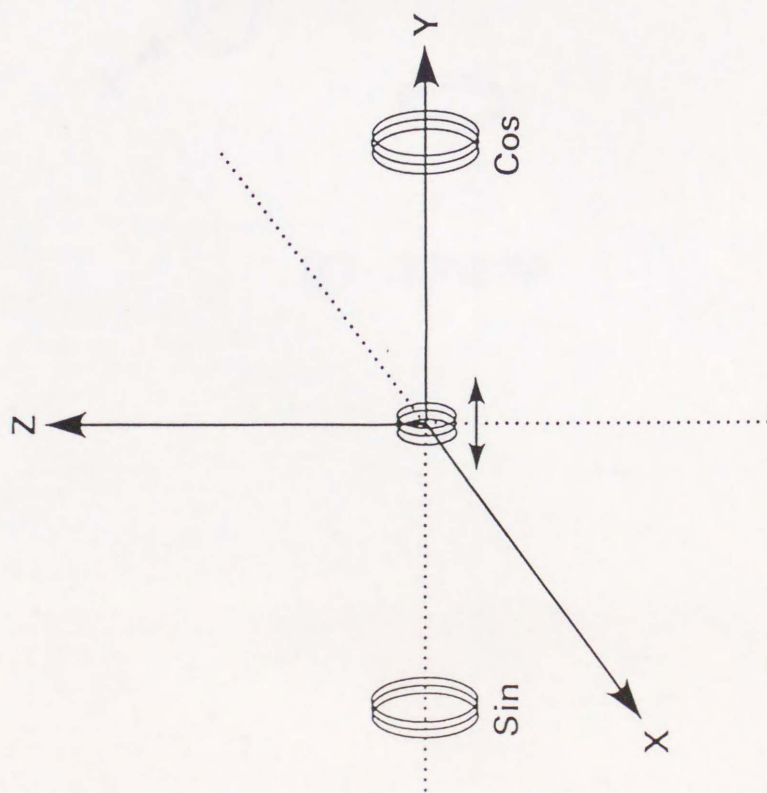
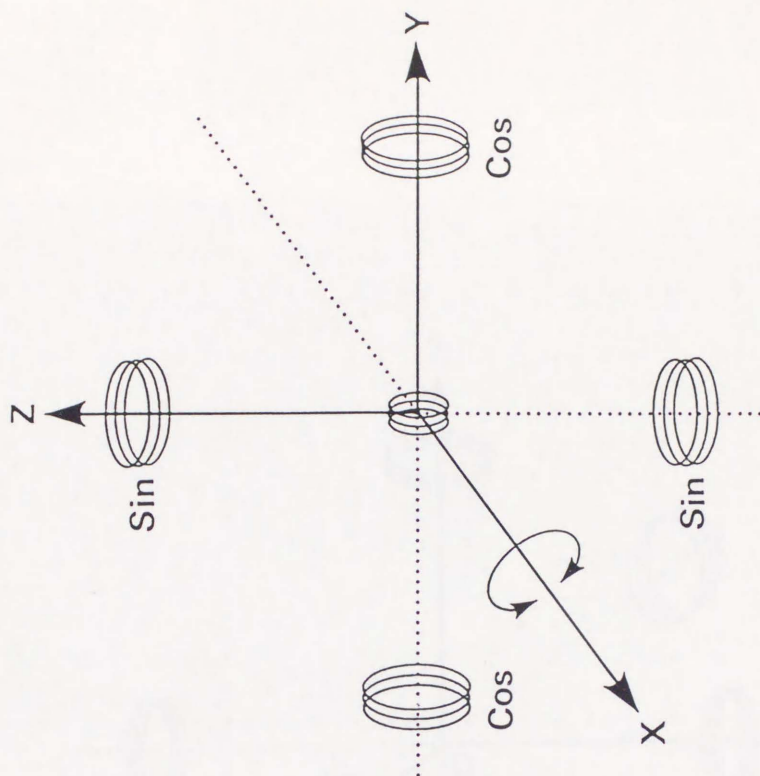


図1 6自由度の測定原理





移動量の検出（Y軸方向）



回転量の検出（X軸回り）

図2 磁気位相空間の測定原理

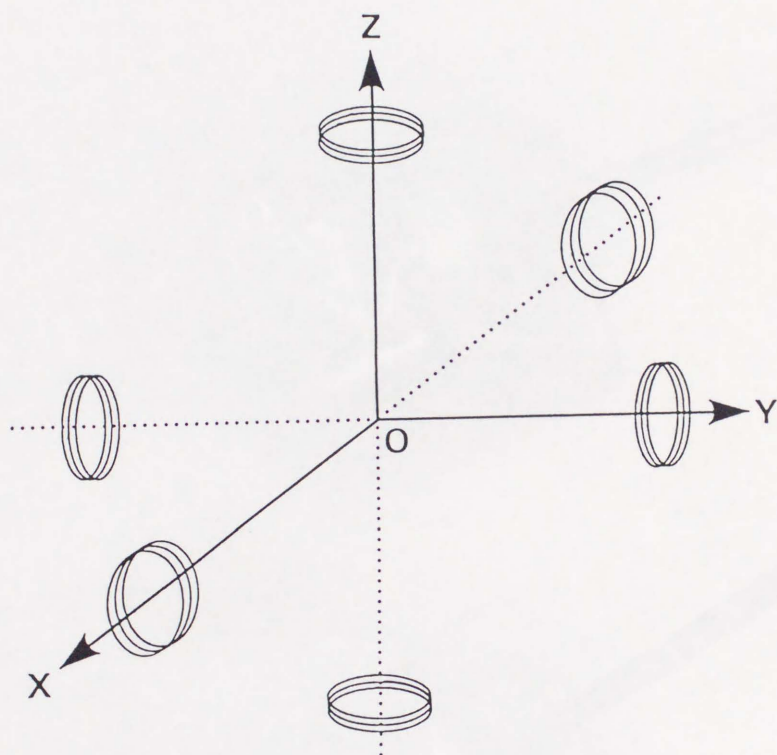


图3 基准坐标系



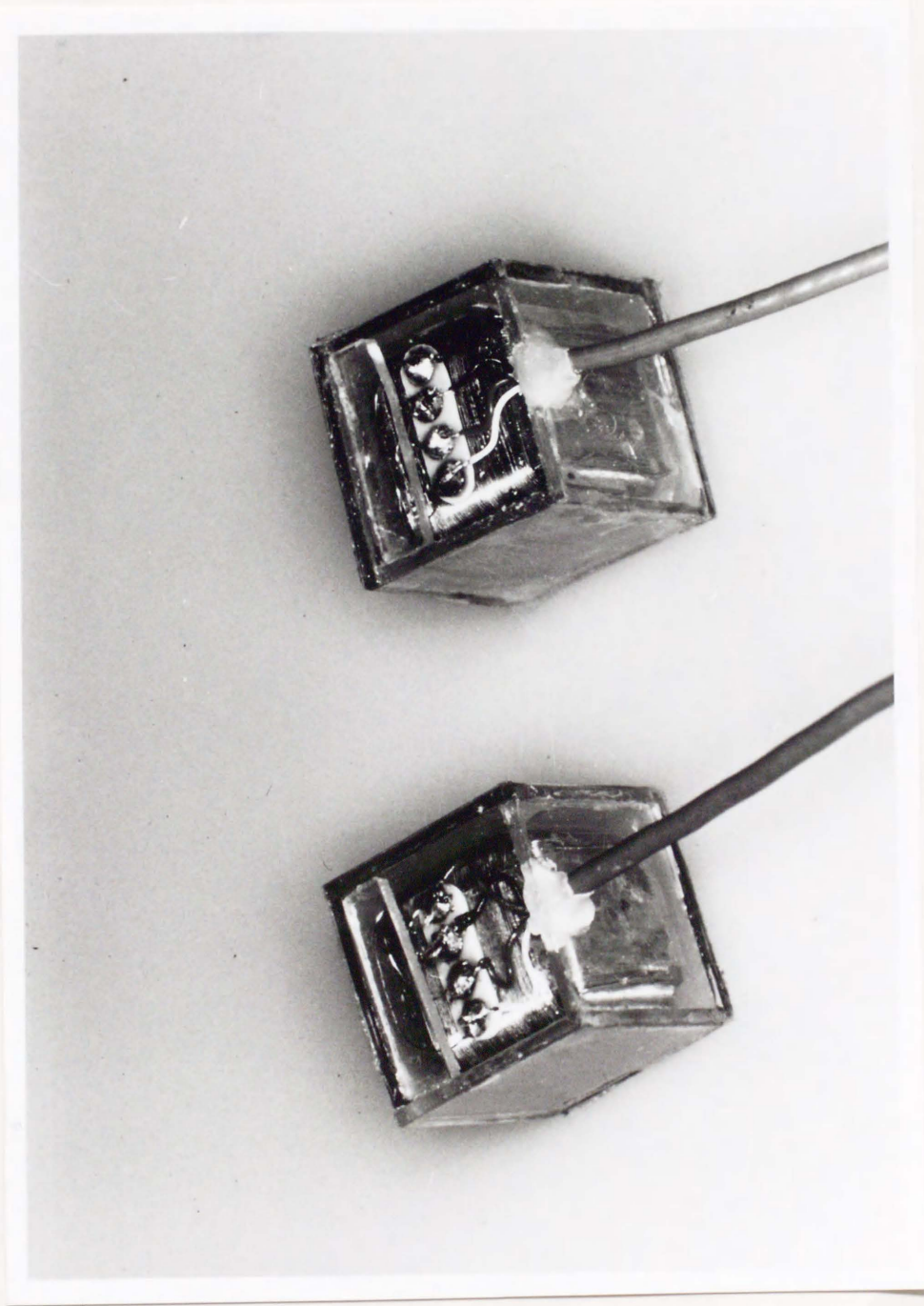


図4 上下顎のセンサコイル

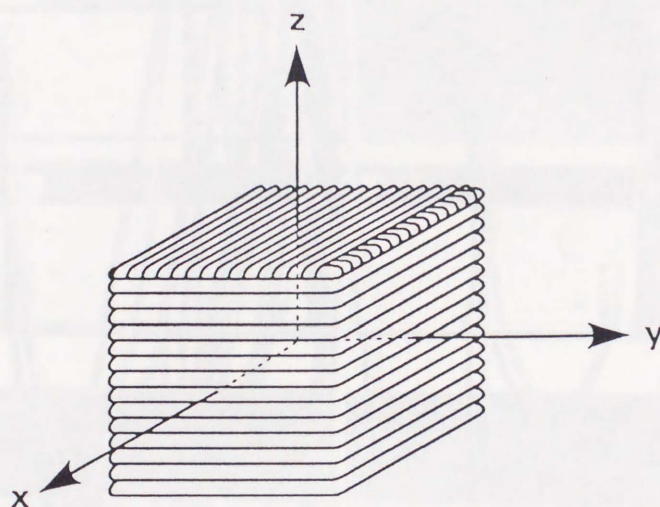


図5 センサ座標系

座標系の原点はコイルの中心



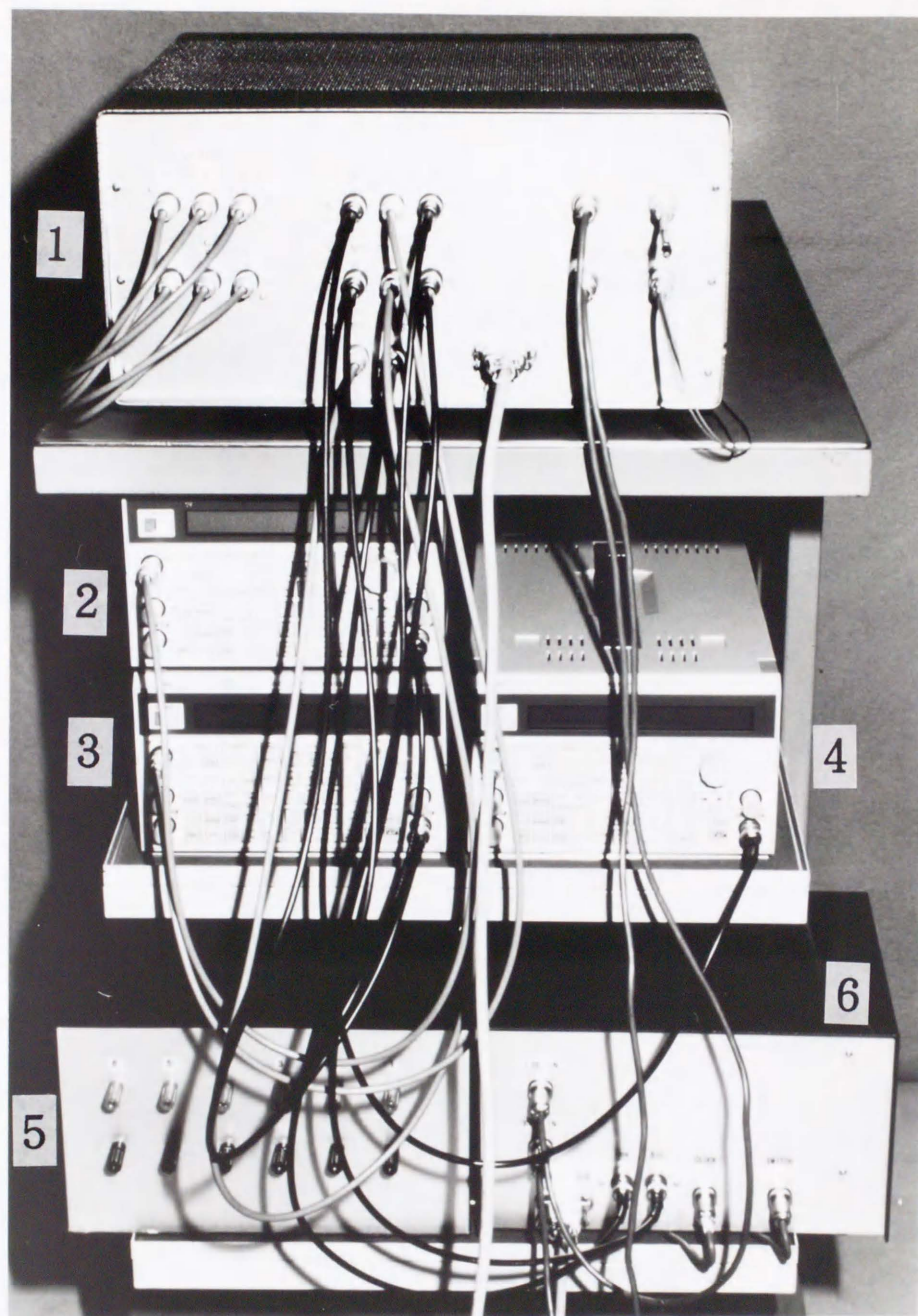


図6 電子回路部

- 1 : センサ回路, 位相検波回路, 分周回路, コイルセレクト回路
- 2, 3 : 基本正弦波発生器
- 4 : 基準矩形波発生器
- 5 : コイルドライブ回路
- 6 : アップダウンカウンタ回路, ラッチ・インターフェース回路

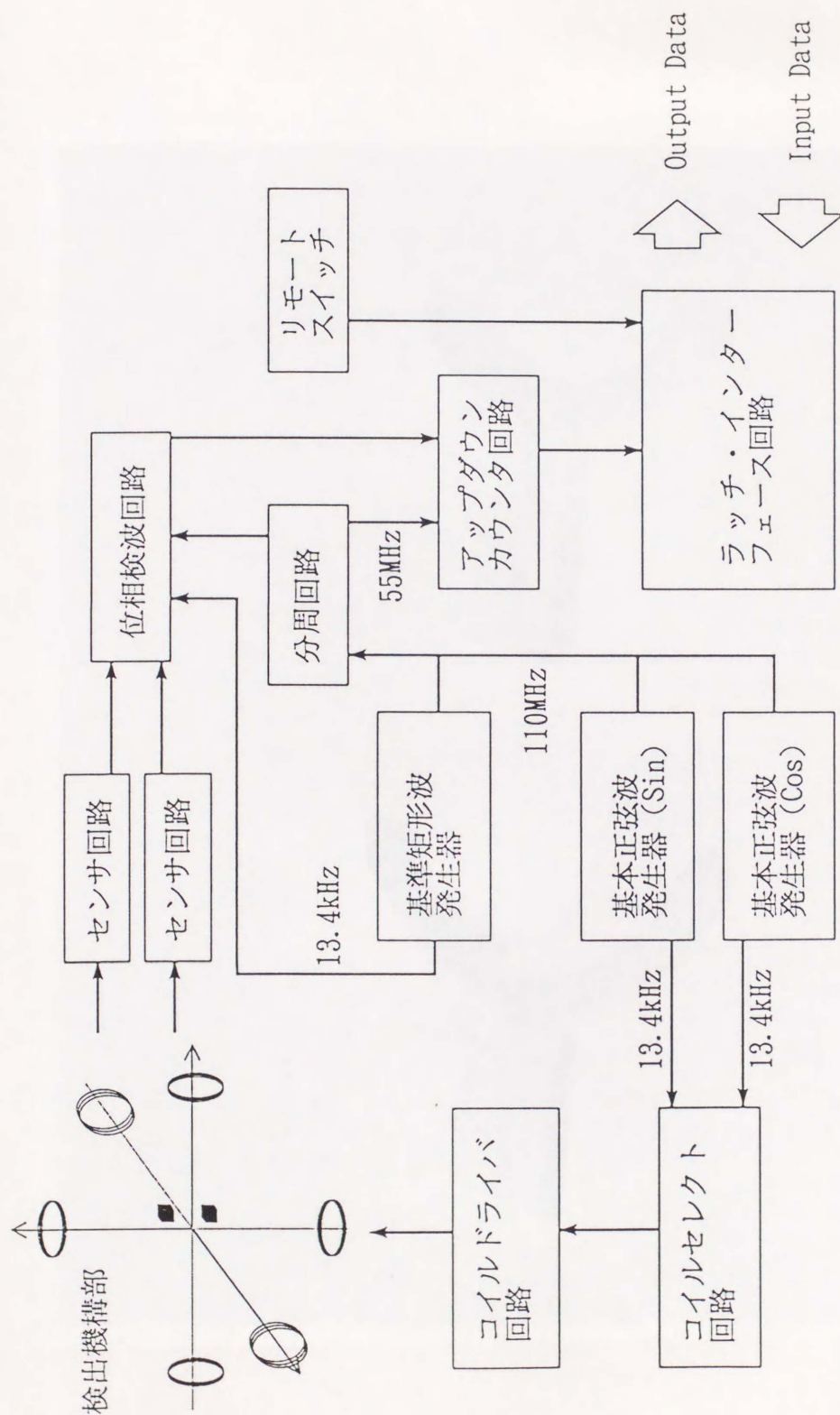


図7 電子回路部ブロック図



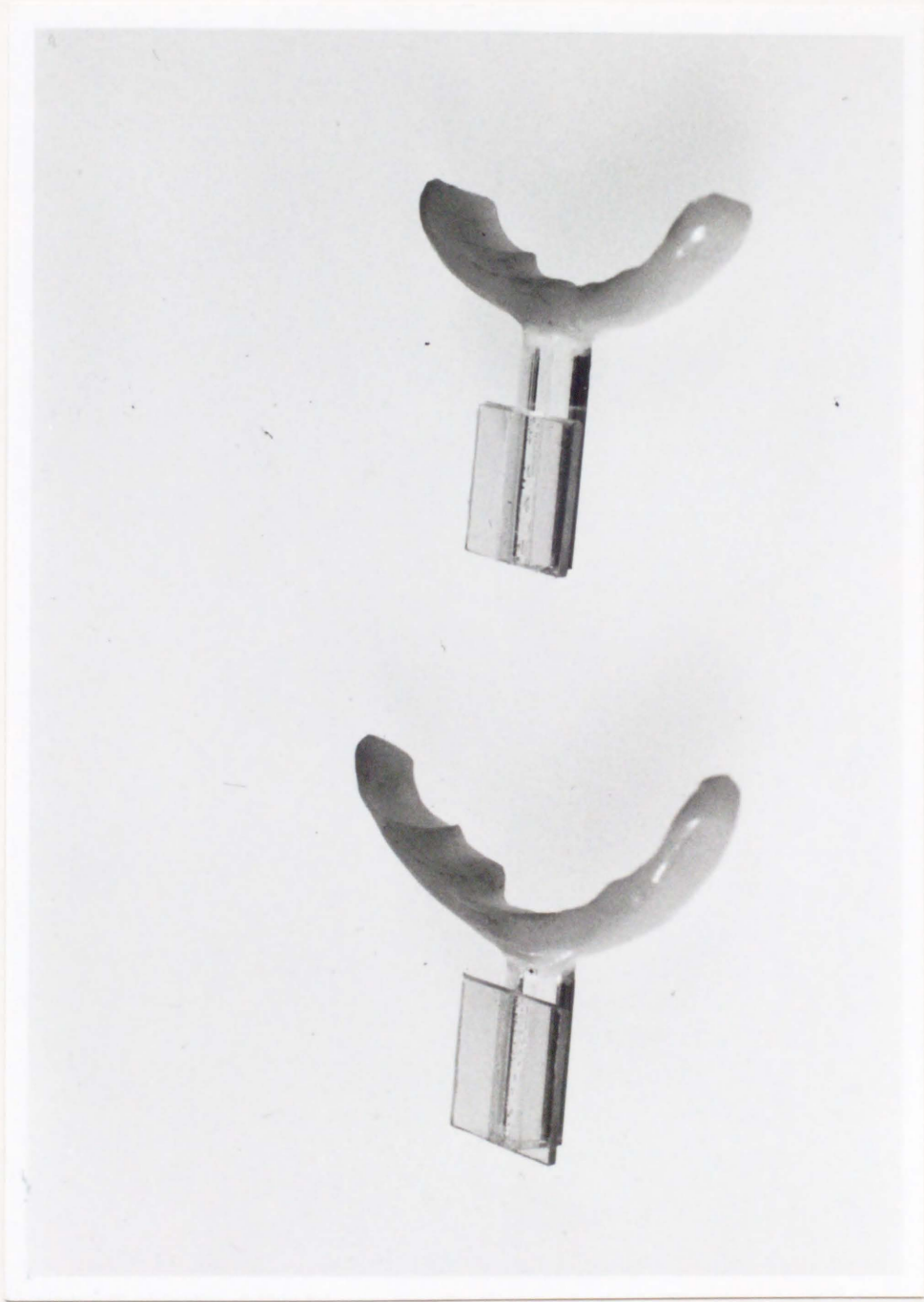


図8 顎運動測定用シーネ

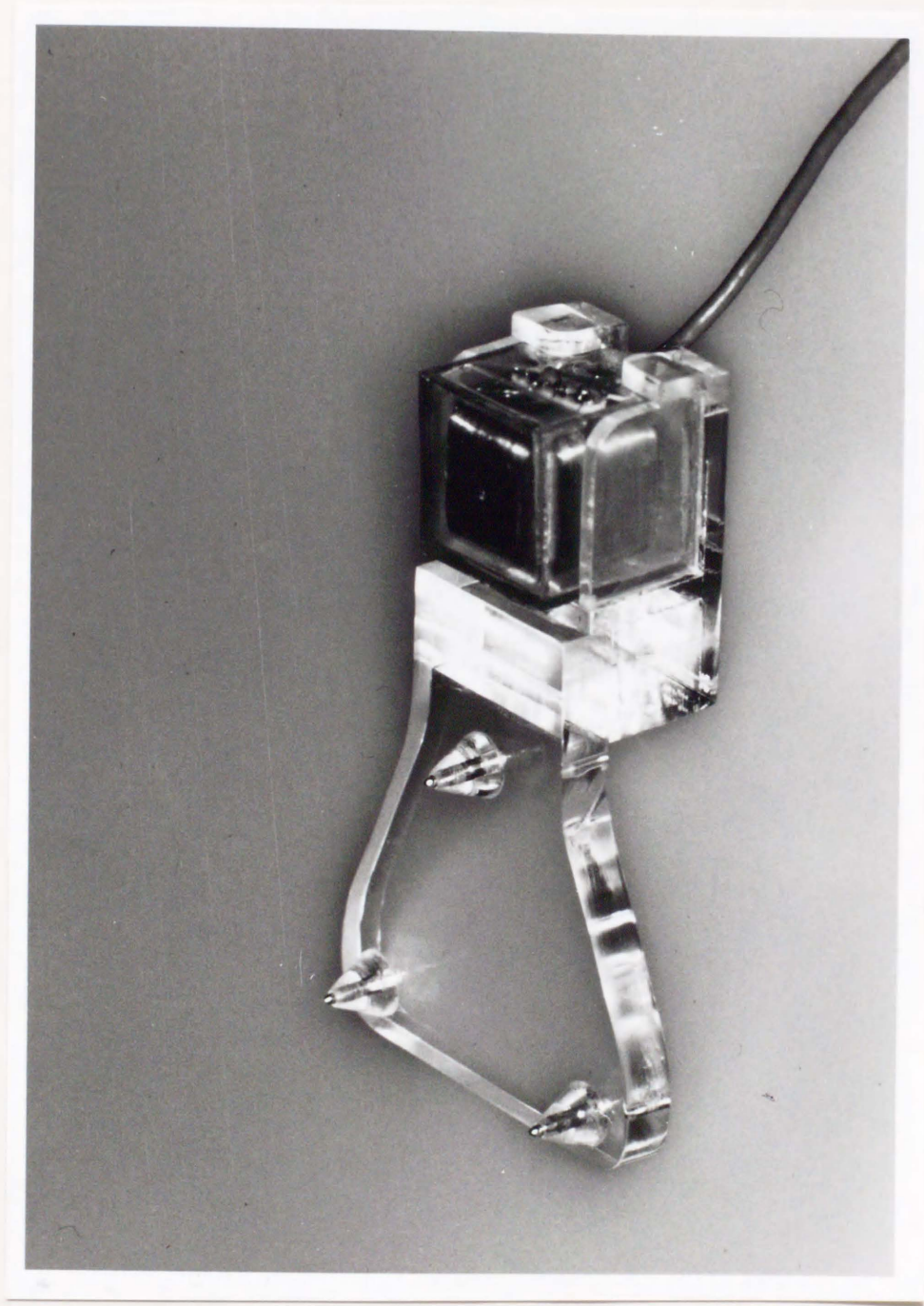


図9 生体標点測定用プローブ  
(下顎センサ装着時)



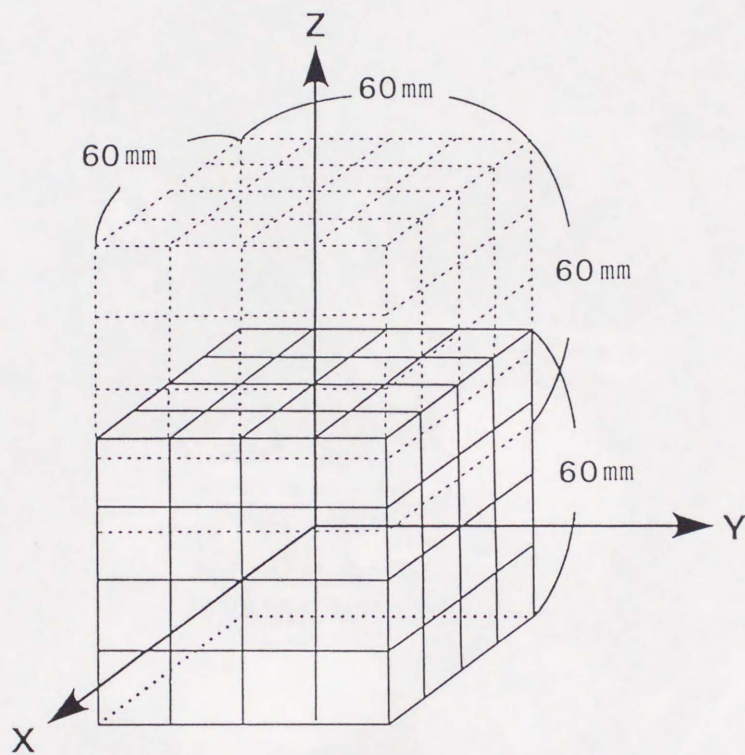


図10 上下顎センサ校正範囲

- ..... 上顎センサ校正範囲
- 下顎センサ校正範囲

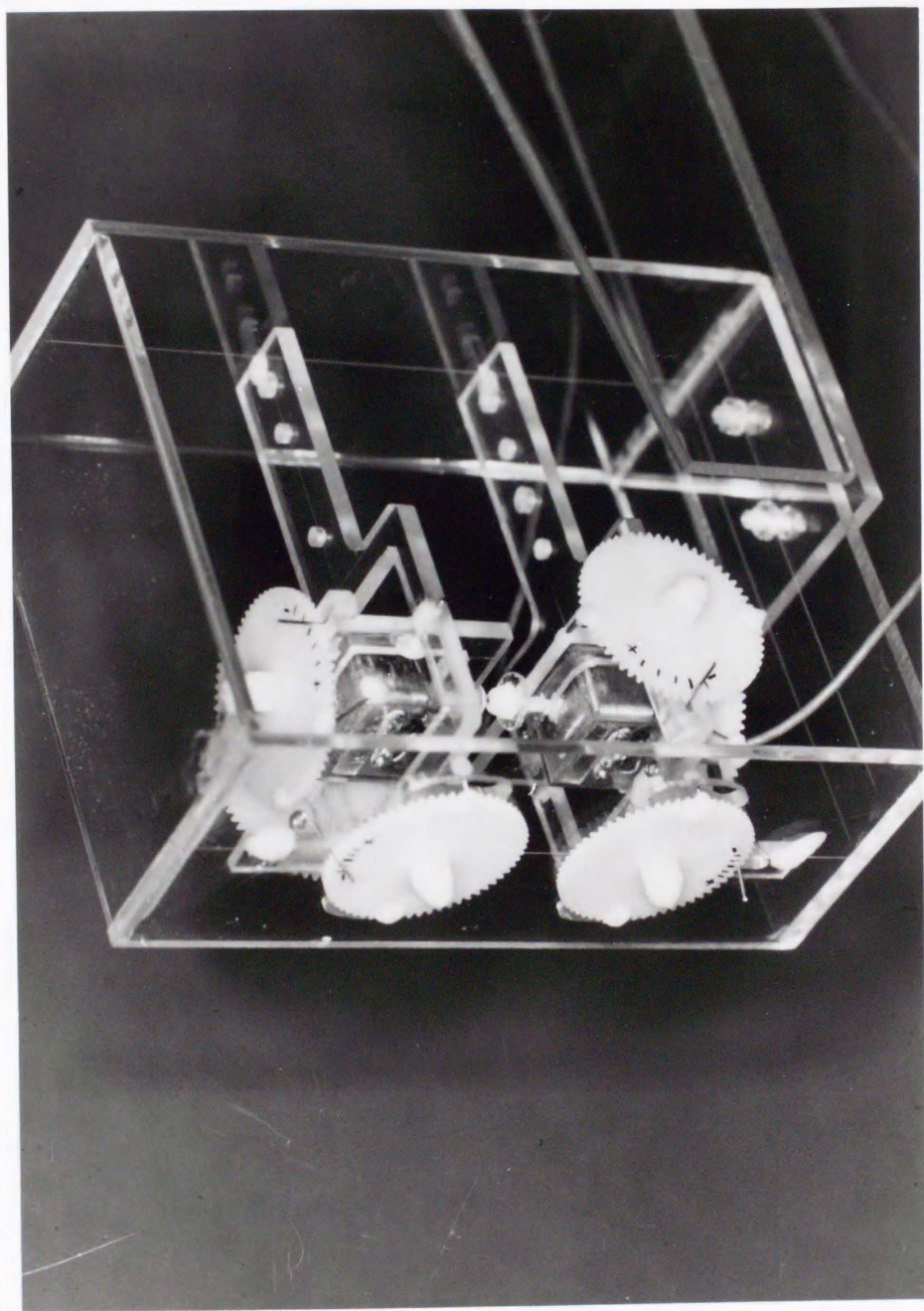


図11 校正用回転器具





図12 上下顎センサー装着状況



図13 顎運動測定装置



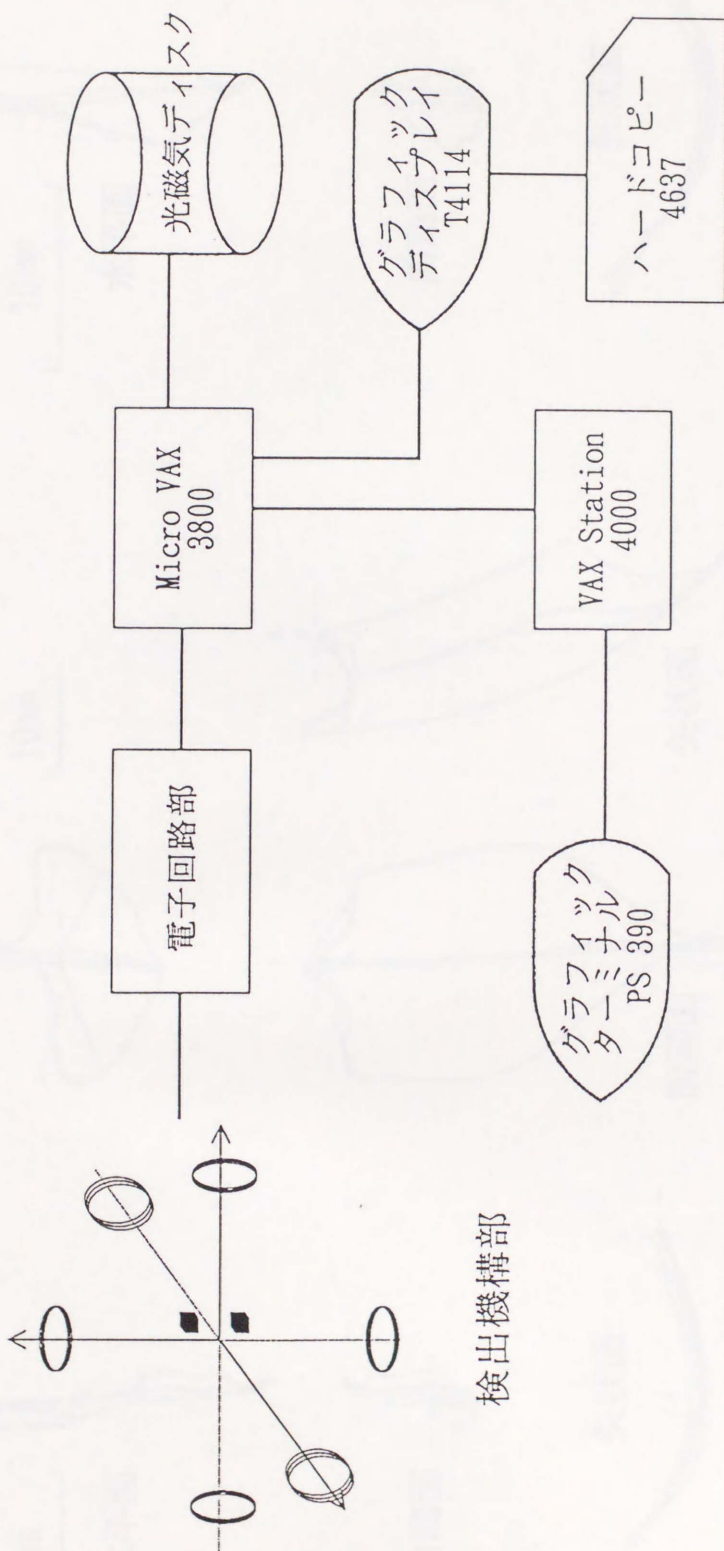


図14 ブロックダイヤグラム

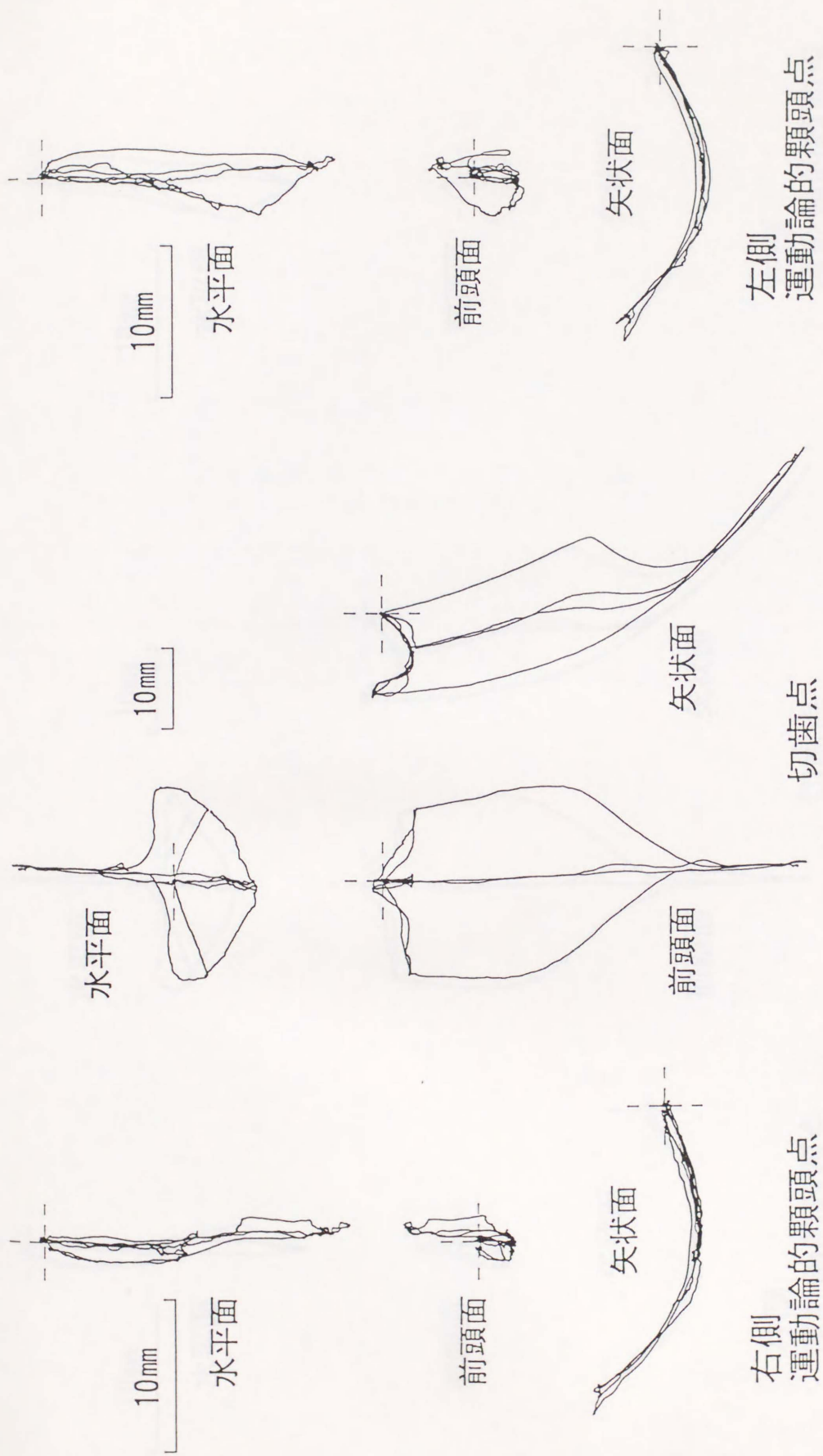


図15 顎運動軌跡 (磁気位相空間を応用した顎運動測定器)



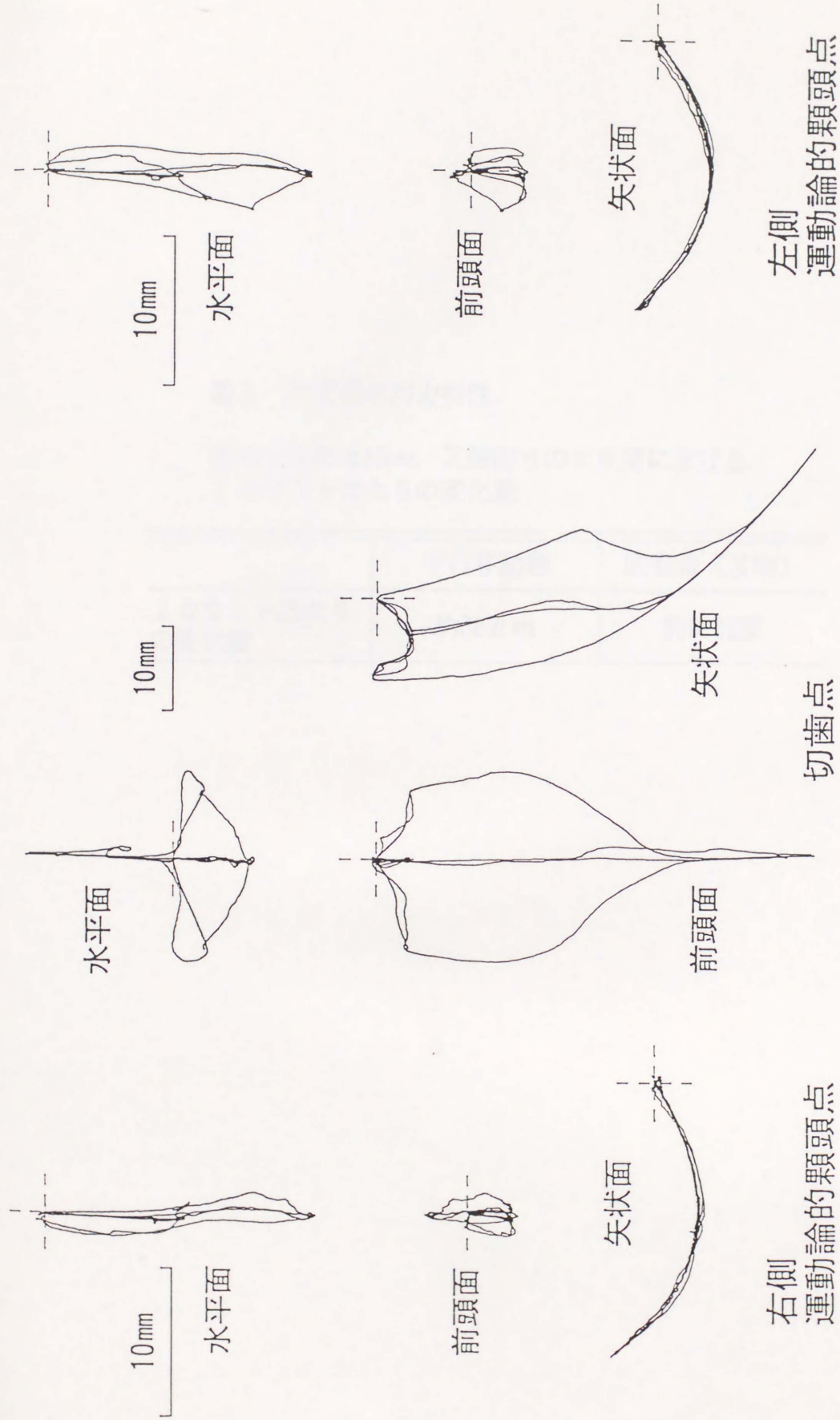


図16 顎運動軌跡 (デジタル方式顎運動測定器 MM-JI)

表1 測定器の出力特性

原点付近の±15mm, X軸回りの±6度における  
1カウント当たりの変化量

	平行移動量	回転量 (X軸)
1 カウント当たり の変化量	約38 $\mu$ m	約0.02度



表2 カウンタ出力値のばらつき

(単位：カウント)

	原点付近	空間全体
標準偏差	0.99	2.89
最大値－最小値	5	12

表3 補正後のセンサ位置の指示精度

	平行移動量	回転量 (X軸)
平均	115 $\mu$ m	0.047度
標準偏差	218 $\mu$ m	0.076度
最大値－最小値	460 $\mu$ m	0.123度



表 4 磁気位相空間を応用した顎運動測定器およびデジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) で求めた切歯点と左右運動論的顎頭点の咬合平面座標系における座標値

(単位 : mm)

	磁気位相空間を応用した 顎運動測定器	デジタル方式顎運動測定器 (MM-JI)
切歯点	( 21.10, 0.00, 0.00)	( 21.02, 0.00, 0.00)
左運動論的顎頭点	(-71.07, 65.13, 24.94)	(-69.33, 59.74, 20.31)
右運動論的顎頭点	(-77.77, -46.68, 25.20)	(-76.45, -56.33, 21.00)

## 第2報：磁気位相空間を応用した試作顎運動測定器による顎運動測定

### The Measurement of Mandibular Movement by Experimental Jaw Tracking Device using Two Magnetic Fields in Quadrature Phase

1. Manipulation of this device has been improved dramatically compared to the digital jaw tracking device (JTM-3), however, it still needs to be improved such as the ability of jaw movement recording range.
2. The maximal jaw opening movement recorded in male subjects was significantly greater in comparison with that in female subjects ( $p < 0.01$ ). The maximal condylar translation and mandibular rotation in male subjects was also greater than those in females. However, no significant difference was observed between males and females ( $p > 0.05$ ).
3. The influence of recording point on the mandible on jaw dimensions was found to be minimal in describing absolute mandibular position and therefore it can be regarded as an important parameter of universal 1-D or 2-D measurement of joint.

#### Keywords

six degree of freedom jaw tracking device, jaw movement, maximal jaw opening, maximal condylar translation



**Abstract:** The purpose of this research was to evaluate the manipulation of newly developed six degree of freedom jaw tracking device using magnetic fields in quadrature phase. Jaw movements were recorded by this device in 15 female subjects. Further the jaw movement data was compared to that of 15 male subjects recorded by digital jaw tracking device (MM-JI). None of the subjects showed any clinical signs of craniomandibular disorder. The results were as follows:

1. Manipulation of this device has been improved dramatically compared to the digital jaw tracking device (MM-JI), however it still needs to be increased such as the ability of jaw movement recording range.
2. The maximal jaw opening movement recorded in male subjects was significantly greater in comparison with that in female subjects ( $p < 0.01$ ). The maximal condylar translation and mandibular rotation in male subjects was also greater than those in females. However, no significant difference was observed between males and females ( $p > 0.05$ ).
3. The influence of measuring point on the mandible or sex differences was found to be minimal in determining maximal mandibular rotation and therefore it can be regarded as an important parameter of movement to the temporomandibular joint.

**Key words:**

six degree of freedom jaw tracking device, jaw movement, maximal jaw opening, maximal condylar translation

## I. 緒言

近年、顎運動の研究に6自由度顎運動測定器が使用されるようになり、切歯点部の運動の解析から下顎全体の運動の解析へと発展してきた。また、顎機能の評価、診断の手段として顎運動測定的重要性が認識されているものの、容易に使用できる高精度の6自由度顎運動測定器はなく、一般臨床で使用される段階には至っていない。

著者らは、磁気位相空間を応用した上顎6自由度、下顎6自由度運動測定器を試作し、その測定原理、測定精度等について先に報告した<sup>1)</sup>。今回、試作した測定器の操作性を検討するため、15名の女性被験者について顎運動測定を行った。また、得られたデータについてデジタル方式顎運動測定器(MM-JI)で測定した15名の男性被験者の値と比較、検討したのであわせて報告する。

## II. 研究方法

### 1. 測定装置

顎運動の測定には、先に報告した磁気位相空間を応用した顎運動測定器を使用した(図1, 2)。この測定器は、上下顎に装着したシーネにそれぞれセンサコイルを設置して、床に固定された1次コイルによって決定される座標系における上下顎の6自由度運動を測定するものである。被験者へ装着するシーネおよびセンサは軽量であり、しかも頭部固定を必要としないため、より生理的な条件で顎運動測定が可能である。測定精度は顎頭部で約 $700\mu\text{m}$ である<sup>1)</sup>。

顎運動データは毎秒約52顎位のスピードでミニコンピュータ(DEC社製 Micro VAX 3800)に取り込み、光磁気ディスクに保存した。測定終了後、ワークステーション(DEC社製 VAX Station 4000)にデータを転送し、補正を行った後、解析対象点の運動軌跡をグラフィックターミナル(EVANS & SUTHERLAND社製, PS 390)上に表示した。図3に顎運動測定に使用したシステムのブロックダイアグラムを示す。



## 2. 測定方法

### 1) 被験者

被験者は顎口腔系に異常を認めない年齢21歳から31歳（平均25.1歳）の成人女性15名である。

被験者には測定内容を事前に説明し、各種の限界運動の練習を行わせた。

### 2) 顎運動測定

顎運動の測定は以下の手順で行った。

- (1) 被験者の上下顎歯列の印象採得を行い、石膏模型を作製する。
- (2) 石膏模型上でセンサを歯列に固定するための上下顎シーネを製作する。シーネの形状は咬合および顎運動の障害とならないよう配慮し、上下顎左右犬歯間の唇側面のみで歯と接触させる。歯と接触する部分はトレー用常温重合レジンを用いて圧接法にて製作し、余分のレジンを削除した後、その中央部から前方へアクリル棒を接着しセンサ固定部を設ける。
- (3) 測定前の準備として被験者に上下顎のシーネを装着する。シーネの装着には歯科用セメント（カルボン酸系仮封セメント）を使用した。
- (4) シーネ装着後、被験者を顎運動測定用椅子に座らせ1次コイルとの位置関係を調節する。  
被験者が楽な姿勢をとり最大開口を行った状態で上下顎センサ部が測定範囲内にあるように、椅子の高さと前後的位置を調節した。
- (5) 上顎センサを両面粘着テープで上顎シーネに固定する。
- (6) 下顎センサを生体標点測定用プローブ<sup>1)</sup>に装着して上顎歯列の3標点を測定する。上顎歯列の標点は、咬頭嵌合位で切歯点に相当する上顎上の点と左右第1大臼歯点とした。
- (7) 下顎センサを生体標点測定用プローブから取り外し、下顎シーネに両面粘着テープで固定する。
- (8) 咬頭嵌合位ならびに目的の顎運動を測定する。

測定した顎運動は限界運動と最大開閉口運動である。限界運動については矢状面限界運動、左右側方限界運動、咬頭嵌合位から接触滑走で前方限界位まで運動し、そのまま前方限界路上を左右側方限界位まで運動する運動について測定した。

### 3. 解析方法

解析対象点は切歯点と左右運動論的顎頭点とし、運動論的顎頭点は補正後の下顎限界運動データをグラフィックターミナル (EVANS & SUTHERLAND 社製, PS 390) 上に表示し、鈴木<sup>2)</sup>の方法に準じて求めた。次に、測定した顎運動データから切歯点の最大移動量すなわち最大開口量、左右運動論的顎頭点の最大移動量、矢状面内での下顎の最大回転量を求めた (図4)。

また、顎口腔系に異常を認めない年齢24歳から44歳までの成人男性15名についてデジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) を用いて測定した顎運動データ<sup>3)</sup>から同様に、最大開口量、最大顎頭移動量、最大下顎回転量を算出し、男女間の比較、検討を平均値の差のt検定により行った。

## III. 結果

### 1. 試作測定器試用結果

石膏模型上で製作した被験者ごとの測定用シーネは口腔内でもよく適合し、無調整で装着可能であった。したがって測定前の準備として測定用シーネの装着に要する時間は15分程度であった。

顎運動測定に要する時間は、各運動を3～4回測定し合計約40組の顎運動を測定した場合、測定器の調整を含めて30～40分程度であり、測定前の準備を含めると被験者の拘束される時間は約1時間であった。

測定終了後、補正に要する時間は顎運動データ数により増減するが、約40組の顎運動データ (顎位数では約12,000顎位) の場合補正に要する時間は約2時間であった。

顎運動データから運動論的顎頭点を検索する作業は、運動データをグラフィックターミナル上に表示しながらオペレータがマニュアル操作で行う。



そのため1被験者の両側の運動論的顎頭点の検索には30分程度を要した。

## 2. 顎運動測定結果 (表1, 2, 図5)

### 1) 最大開口量

顎運動データから求めた女性被験者15名の最大開口量について表1に示す。その平均値は48.4mmであり、最小値は40.0mm、最大値は54.0mmであった。

また男性15名<sup>3)</sup>の平均値は54.71mmであり、最小値は41.48mm、最大値は71.02mmであった。これらの結果から最大開口量の平均値について危険率1%で男女間に有意差が認められた。

### 2) 最大顎頭移動量

運動論的顎頭点の最大移動量については、左右両側顎頭について3次元の移動量を直線距離で算出し、女性被験者15名30顎頭の最大移動量を求めた。その結果、平均値は18.0mm、最小値は14.1mm、最大値は23.6mmであった。

これに対し男性15名の平均値は19.23mm、最小値は14.24mm、最大値は26.97mmであった。これらの結果から最大顎頭移動量について男女間に有意差は認められなかった。

### 3) 最大下顎回転量

女性被験者15名の矢状面内の最大下顎回転量は、平均値36.17度、最小値30.54度、最大値40.10度であった。また、男性15名の平均値は37.58度、最小値29.32度、最大値48.17度であり男女間に有意差は認められなかった。

#### IV. 考察

##### 1. 試作測定器について

顎運動の測定には先に報告した磁気位相空間を応用した上顎6自由度下顎6自由度測定方式の顎運動測定器<sup>1)</sup>を使用した。この測定器では上下顎の運動を6自由度で測定しており頭部固定の必要はなく、また被験者に装着するセンサ部分は上下各8gと軽量であり、より生理的な状態での顎運動測定が可能である。しかしながら、本試作器は現状では測定範囲が限られており、被験者が頭部を自由に運動させながら測定することはできない。したがって測定中には頭部の矢状面内の回転が測定器の測定範囲内(±24度)になるように術者が指示した。

頭位の変化により最大開口量が増加し、頭位を最大限に後屈させたときに開口量が最大になるという報告がある<sup>4)</sup>。この報告では頭部を後屈させること、すなわち顎部と下顎下部の間のスペースを大きくすることで開口量が増加するということである。本研究の測定方法では、被験者は座位で頭部をやや前方に突き出した体勢で測定しており、またその位置からある程度の後屈が可能であるため、顎部と下顎下部とのスペースは十分と考えられる。したがって体位および頭位による下顎限界運動範囲への影響は最小限であると考えられる。

またこの測定器は、測定方式が基準座標系に対する絶対測定であり、術者の操作は容易である。しかし1次コイルによって形成される磁気位相空間の大きさは60cm四方の立方体であり、測定範囲が平行移動については上下顎センサとも60mm、回転については上顎センサは、前頭面内±12度、矢状面内±24度、水平面内±12度、下顎センサは、前頭面内±12度、矢状面内-12度～+36度、水平面内±12度と限られている。そのため顎運動測定時には、上下顎センサが測定範囲内にあるように注意する必要がある。これについては、1次コイルを大きくするとともに測定範囲を拡大できるように改良を加えたいと考えている。

このように本研究での顎運動測定システムは、リアルタイムで顎運動のモニタができない、測定範囲がやや狭いなど改良すべき点は多くある。し



かしデジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) と比較すると、被験者への負担も軽減され、操作も容易であり、より簡単に6自由度顎運動測定が可能となった。

## 2. 顎運動測定結果について

### 1) 最大開口量

一般臨床において、開口量は上下顎切歯切端間距離で計測されることが多い。しかしこれは咬頭嵌合位における上下顎切歯の被蓋関係が考慮されていないため、顎運動機能として評価する場合の純粋な開口量ではない。本研究では種々の限界運動を測定したデータの中から、咬頭嵌合位を基準とした切歯点の最大移動量を選択し最大開口量として評価した。したがって臨床における最大開口量とはやや異なるものの、顎運動機能を評価する重要なパラメータである。

女性被験者15名の平均は48.4mmであり、これは同年代の女性の最大開口量についての報告<sup>5-12)</sup>よりもやや小さい値であった。これらの報告では最大開口量の測定方法として最大開口時の上下顎切歯切端間距離に over biteを加える方法がとられており、厳密には顎運動測定による切歯点の移動距離と違った値になっている可能性もある。また本研究における顎運動測定時には頭部固定はしていないが、上下顎歯列にシーネを装着しており、開口時に口唇に対して圧迫感があり最大開口量が減少したとも考えられる。顎運動測定により最大開口量を求めた報告では、男性被験者を含めた平均値で本結果よりも小さい値を示している<sup>13-17)</sup>が、これらの報告では測定時に頭部固定をしており、その影響によるものと考えられる。

デジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) による男性被験者15名のデータ<sup>3)</sup>と本研究結果を比較した結果、男性の平均54.71mmに対し有意に小さい値を示した。これは最大開口量の男女間の比較を行った過去の研究と同様の結果であった<sup>5-12)</sup>。

最大開口量について身長などの身体的特徴と正の相関があることが知られているが<sup>5, 8, 18, 19)</sup>、本研究で対象とした女性被験者については身長差が少なく、またデータ数も15例であり両者の相関関係は明らかではなかつ

た。被験者数を増やすとともに、身長などの形態的パラメータとの関係を明らかにすることは今後の課題である。

## 2) 最大顎頭移動量

運動論的顎頭点の最大移動量は平均18.0mmであり、男性の19.23mmと比較して有意差は見られなかった。下顎限界運動時の最大顎頭移動量についての報告は少なく、男女差について具体的な数字の報告はない。塩澤<sup>17)</sup>は男女10名を被験者として下顎限界運動を測定し、最大顎頭移動量を17.8mmと報告している。

顎関節の可動性は四肢の関節の可動性と同様に、女性が男性よりも大きいという報告<sup>10)</sup>があるが、本研究において最大顎頭移動量で評価した場合、そのような結果は得られなかった。しかしながらここでは、身長や頭部の形態等の身体的特徴は考慮しておらず、それらを考慮した場合は女性の方が可動性の大きい可能性が残されていないわけではないが、男女間で有意差が認められるほどではないと思われる。

## 3) 最大下顎回転量

最大下顎回転量についても最大顎頭移動量と同様に、男女間に有意差は見られないものの、女性の方が男性よりわずかに小さい値を示した。Pullinger<sup>10)</sup>らは下顎の回転角度を男女間で比較しその平均値は男性33.3度、女性35.1度と女性がやや大きい値であったと報告している。しかしながら本研究では、男性37.58度、女性36.17度であり男女間に有意差は認められないが、男女ともPullingerの報告よりも大きな値を示した。

下顎の回転量は、頭部を固定した状態で測定したものでは、佐久間<sup>13)</sup>が21.4度、河野<sup>15)</sup>が24.0度、荒野<sup>16)</sup>が25.28度と報告している。また頭部固定のないものでは、鈴木<sup>2)</sup>が37.34度と報告しており、本研究の結果もこれに近いものであった。

下顎の回転量は、最大開口量や最大顎頭移動量と比較して、解析部位による測定値の差がなく、骨格の大きさ等の身体的特徴の影響も少ないと考えられ、顎運動機能を評価する際には重要なパラメータと考えられる。



本研究では被験者数が少ないために、これらの結果を臨床診断での標準値とするには慎重でなくてはならない。しかし顎運動測定による顎機能診断の際には診断基準としての各種パラメータの標準値が必要である。今後データ数を増し、男女差、身長差、年齢等についても検討し、データベースの構築を行いたいと考えている。

## V. 結論

1. 磁気位相空間を応用した上顎6自由度下顎6自由度運動測定器を用いて、顎口腔機能に異常を認めない女性被験者15名を対象に顎運動測定を行った。
2. 試作測定器は今後測定範囲を大きくする等の改良は必要であるが、操作性はデジタル方式顎運動測定器(MM-JI)よりはるかに向上した。
3. 女性15名から得られた顎運動データについて切歯点の最大開口量、運動論的顎頭点の最大移動量、矢状面内での下顎の最大開口量を求め、デジタル方式顎運動測定器(MM-JI)による男性被験者15名のデータと比較した。
4. 最大開口量については男性より女性が有意に小さい値を示したが、最大顎頭移動量、最大下顎回転量については男性に比較して女性がわずかに小さい値を示したが、有意差は認められなかった。
5. 最大下顎回転量は、計測点の影響や男女差の影響が少ないと考えられ、顎関節の可動性のパラメータとして有意義であると考えられる。

## 文献

- 1) 郡 元治, 坂東永一: 磁気位相空間を応用した上顎6自由度下顎6自由度運動測定器の試作, 補綴誌, 37(2): (掲載予定).
- 2) 鈴木 温: デジタル方式下顎運動測定器による下顎限界運動の6自由度解析, 補綴誌, 31: 712~725, 1987.
- 3) 上田龍太郎, 竹内久裕, 大井啓司ほか: 6自由度顎運動測定器を用いた顎運動機能の評価, 補綴誌, 36・87回特別号: 41, 1992.
- 4) 蔵本 誠, 河野正司, 石岡 克: 体位および頭位が開口量の測定におよぼす影響について, 顎機能, 9: 149~156, 1991.
- 5) Travell, J: Temporomandibular joint dysfunction, Temporomandibular joint pain referred from muscles of the head and neck, J Prosth Dent, 10: 745~763, 1960.
- 6) Nevakari, K: 'Elapsio praearticularis' of the temporomandibular joint, A pantomographic study of the so-called physiological subluxation, Acta Odontol Scand, 18: 123~170, 1960.
- 7) 杉森孝志: 顎関節のhypermobility (過動性) に関する臨床的ならびにX線学的観察 - 日本人各年代最大開口域と関連して -, 口病誌, 39: 159~190, 1972.
- 8) Agerberg, G: Maximal mandibular movements in young men and women, Sven Trandlak Tidskr, 67: 81~100, 1974.



- 9) Solberg, W. K., Woo, M. W. and Houston, J. B.: Prevalence of mandibular dysfunction in young adults, J Am Dent Assoc, 98:25~34, 1979.
- 10) Pullinger, A. G., Liu, S., Low, G. et al: Differences between sexes in maximum jaw opening when corrected to body size, J Oral Rehabil, 14:291~299, 1987.
- 11) Plunkett, G. A. J. and West, V. C.: Systemic joint laxity and mandibular range of movement, J Craniomandib Pract, 6:320~326, 1988.
- 12) Agerberg, G. and Bergenholtz, A.: Craniomandibular disorders in adult populations of West Bothnia, Sweden, Acta Odontol Scand, 47:129~140, 1989.
- 13) 佐久間孔毅: マルチフラッシュ装置による有歯顎の前後および開閉運動の研究, 口病誌, 26: 1511~1536, 1959.
- 14) 根本一男: 有歯顎の下顎切歯点における3次元運動限界の研究, 補綴誌, 6: 1~40, 1962.
- 15) 河野正司: 下顎の矢状面内運動に対応する顎頭運動の研究 第二報  
マルチフラッシュ装置による矢状面運動軸の解析, 補綴誌, 12: 350~380, 1968.
- 16) 荒野 実: 矢状面内下顎限界運動の解析, 歯科学報, 77: 967~1009, 1977.
- 17) 塩澤恭郎: 下顎任意点の運動解析 第2報 下顎限界運動の立体的解析, 補綴誌, 26: 148~164, 1982.

- 18) Ingervall, B. : Variation of the range of movement of the mandible in relation to facial morphology in young adults, Scand J Dent Res, 79:133~140, 1971.
- 19) 塚原宏泰, 坂本一郎, 依田哲也ほか : 日本人成人顎関節健常者における最大開口量についての統計的検討, 日顎誌, 4 : 148~149, 1992.



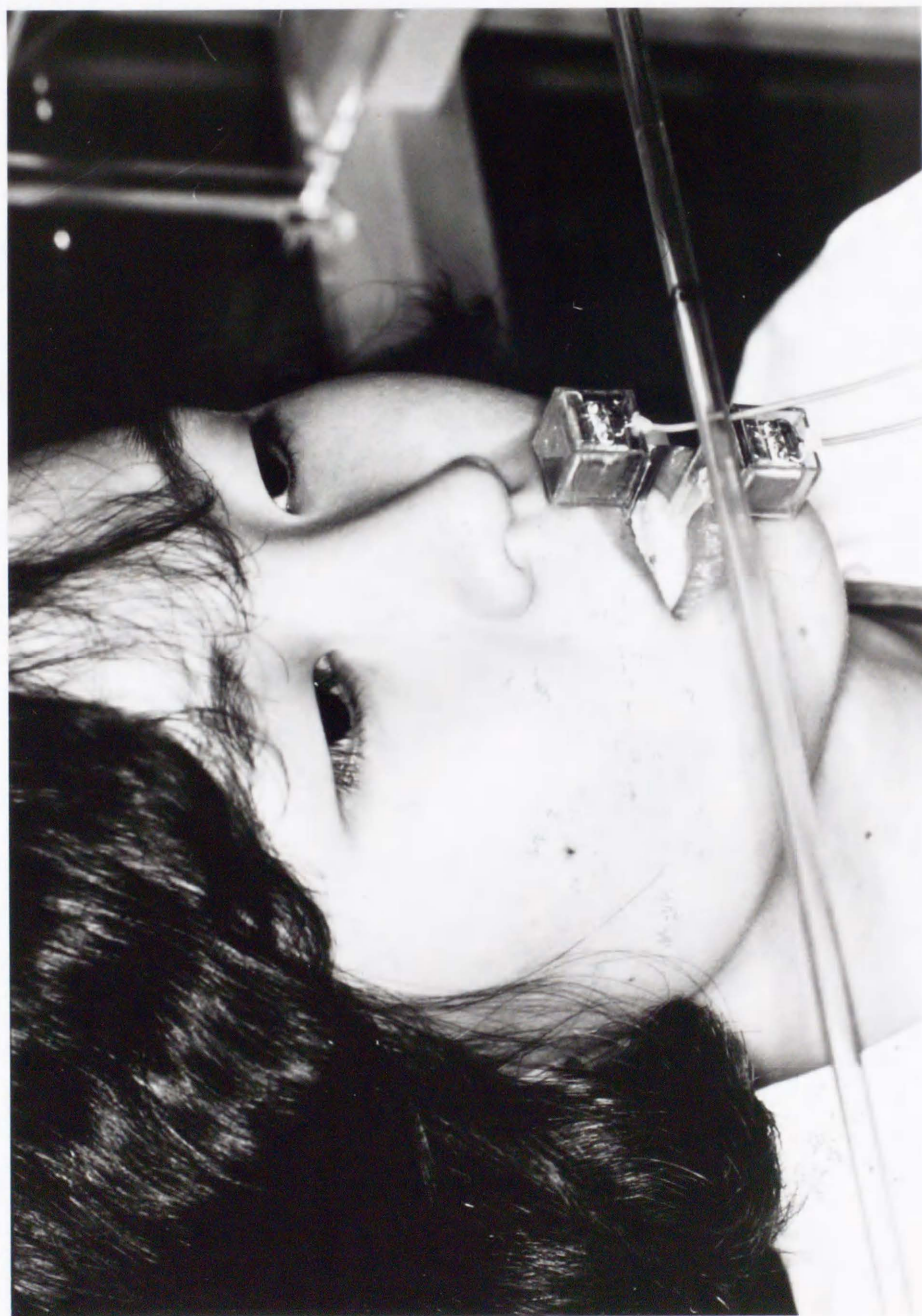


図1 試作顎運動測定器のセンサ設置状態



図2 試作顎運動測定器による顎運動測定



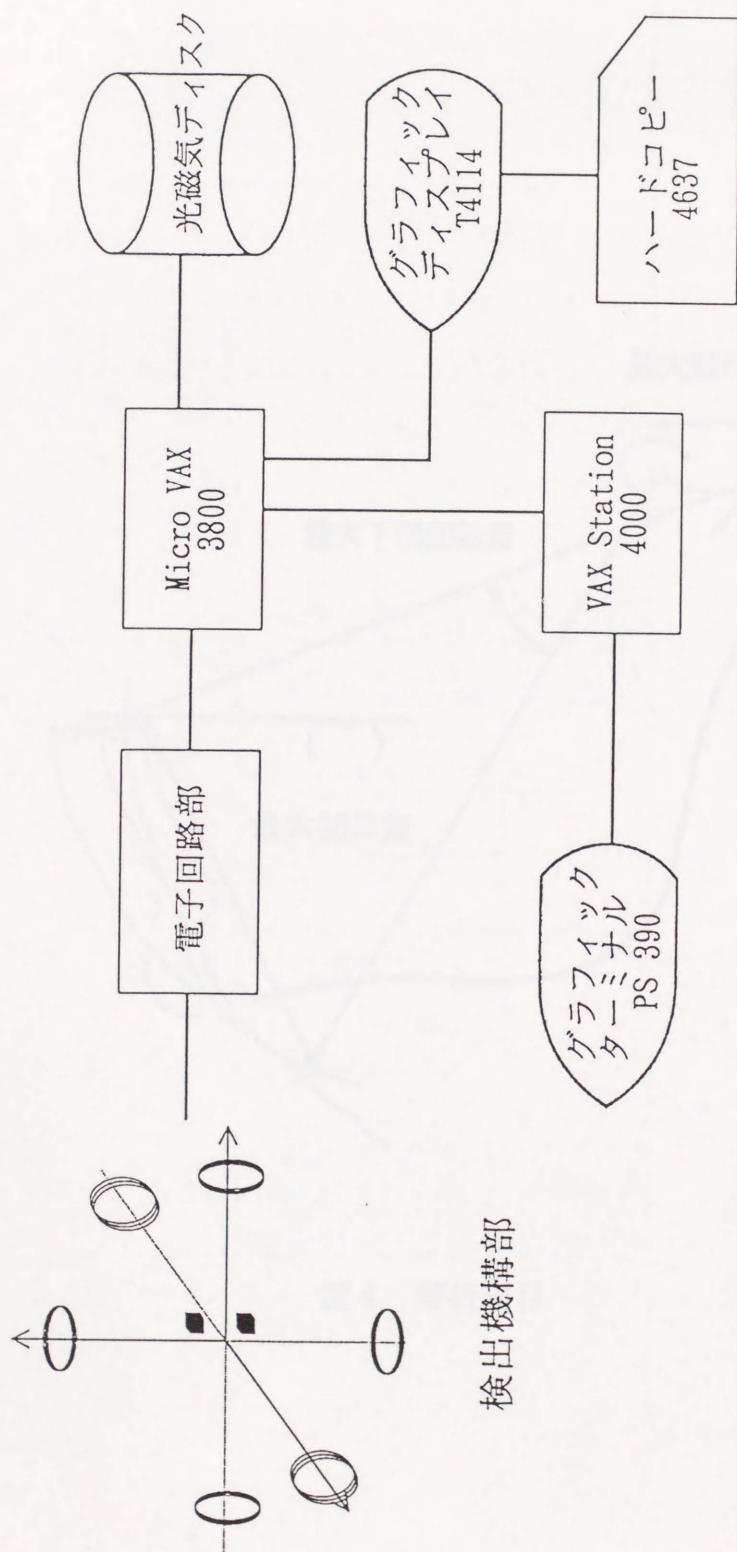


図3 頻運動測定システムのブロックダイヤグラム

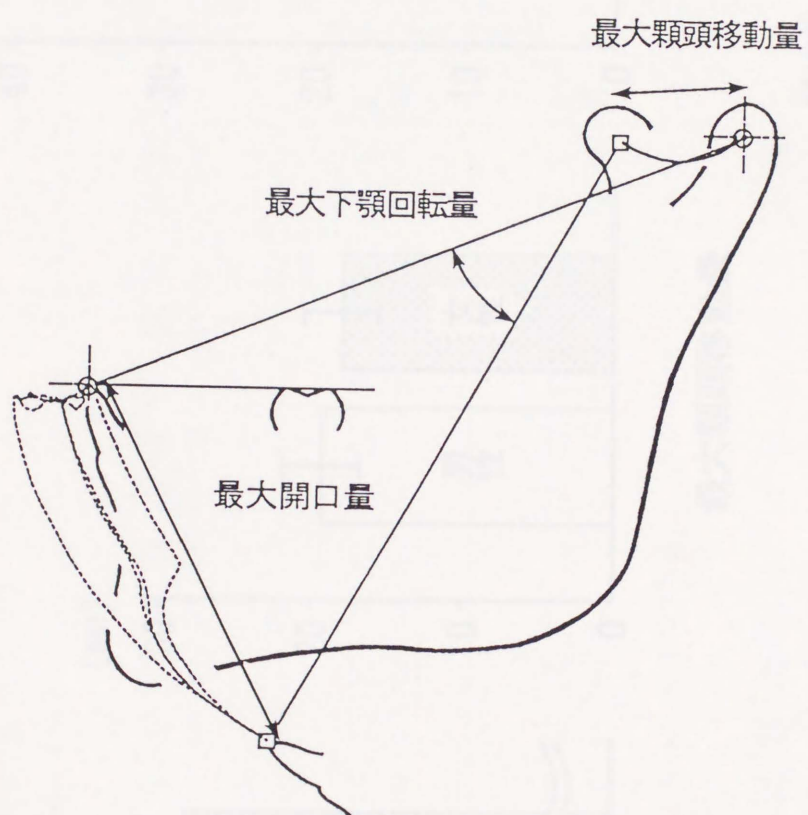
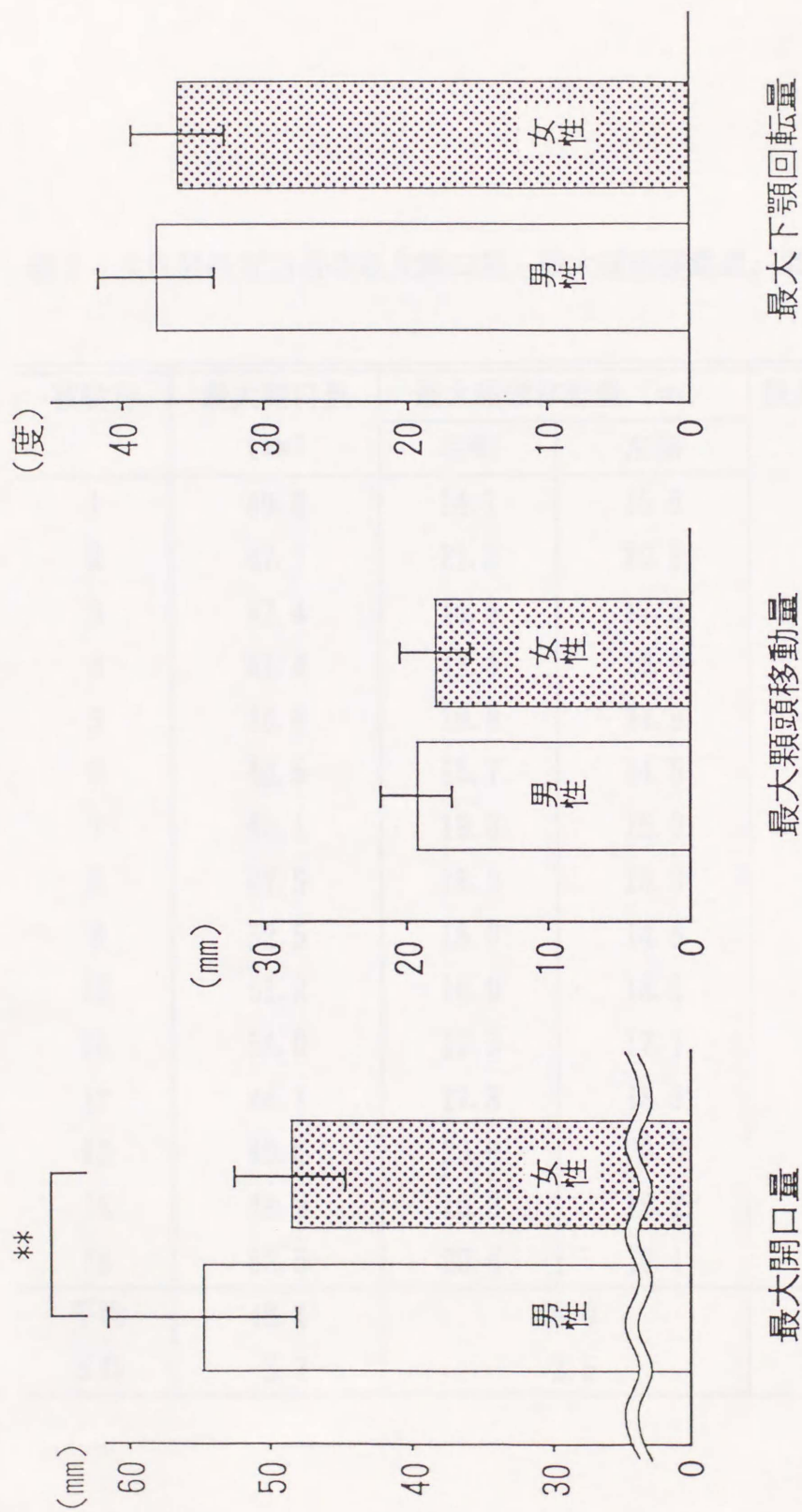


図4 解析項目





\*\*: $p < 0.01$

図5 最大開口位についての男女の比較  
左より最大開口量, 最大顎頭移動量, 最大下顎回転量

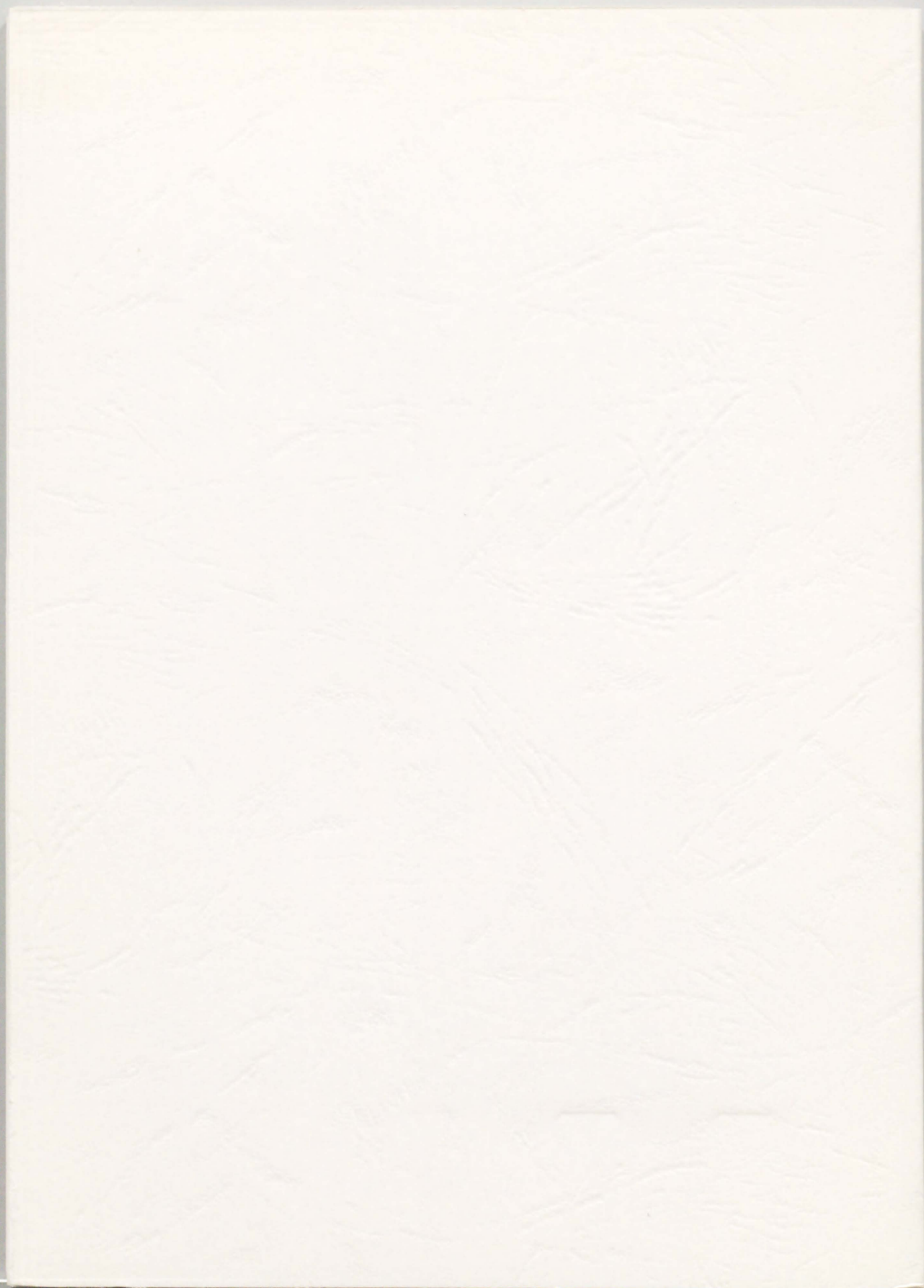
表1 女性被験者15名の最大開口量, 最大顎頭移動量, 最大下顎回転量

被験者	最大開口量 (mm)	最大顎頭移動量 (mm)		最大下顎回転量 (度)
		右側	左側	
1	49.0	14.1	15.5	38.91
2	47.7	21.2	20.9	35.24
3	47.4	15.6	17.3	35.94
4	51.4	16.3	19.6	38.97
5	40.0	19.8	21.9	30.54
6	46.5	15.7	14.5	32.60
7	43.1	19.3	15.0	31.71
8	47.5	16.3	15.3	31.43
9	52.5	16.9	14.5	39.24
10	51.2	18.0	18.5	40.10
11	54.0	17.3	17.1	39.85
12	44.1	17.8	18.5	34.80
13	49.5	23.6	23.3	37.21
14	49.9	19.3	18.2	37.66
15	52.5	20.4	19.1	38.28
平均	48.4	18.0		36.17
S D	3.7	2.5		3.17



表2 男性被験者15名の最大開口量, 最大顎頭移動量, 最大下顎回転量  
(デジタル方式顎運動測定器 (MM-JI) による<sup>3)</sup>)

被験者	最大開口量 (mm)	最大顎頭移動量 (mm)		最大下顎回転量 (度)
		右側	左側	
1	56.98	20.48	21.52	37.56
2	46.93	18.17	18.81	34.20
3	50.44	21.50	20.81	37.61
4	41.48	17.61	18.36	29.32
5	54.66	18.91	18.29	37.91
6	53.77	19.82	19.00	38.77
7	57.50	16.87	18.75	38.82
8	59.50	20.57	20.78	38.29
9	48.72	15.07	14.24	33.45
10	53.27	18.13	17.99	35.63
11	71.02	26.80	26.97	48.17
12	53.75	19.18	19.23	34.24
13	55.32	18.66	18.72	37.02
14	55.55	17.14	16.99	42.24
15	61.74	19.07	18.83	40.54
平均	54.71	19.23		37.59
S D	6.56	2.62		4.15





報告番号	① 乙	歯第	75	号	氏名	郡元治
審査委員	主査	坂東 永一	副査	桑山 則彦	副査	松本 直之

題目

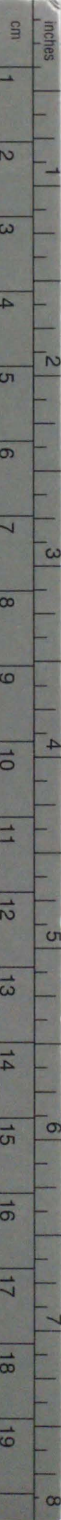
磁気位相空間を応用した上顎6自由度下顎6自由度運動測定器の試作と応用

要旨

6自由度顎運動測定は顎口腔系の機能を総合的に評価する際に非常に有用な情報を提供することが明らかとなっており、顎頭を含めた下顎全体の運動を知る上でも不可欠なものである。さらに近年、顎機能異常症の増加にともない顎機能診断機器としての顎運動測定器の必要性が高まってきている。しかしながら、顎運動を6自由度で高精度に測定することは非常に困難であり、6自由度顎運動測定が広く一般に普及しているとはいえない。本研究では、より容易に顎運動測定ができる測定器の開発を目的とし、磁気位相空間を応用した上顎6自由度下顎6自由度運動測定方式の測定器を試作した。さらにこの測定器を用いて、女性の顎運動を測定し、測定器の操作性を検討するとともに、得られたデータについて精度が確認されているデジタル方式顎運動測定器(MM-JI)で測定した男性の値と比較、検討した。

本研究では以下のことが明らかとなった。試作測定器は校正空間内においてセンサの静的指示精度は平行移動 $115\mu\text{m}$ 、回転 $0.02^\circ$ であり、センサを上下顎歯列の前方部に装着し顎頭部の運動を算出した場合、その精度は約 $700\mu\text{m}$ と推定された。本測定器およびデジタル方式顎運動測定器(MM-JI)によって測定した同一被験者の限界運動軌跡は切歯点、運動論的顎頭点ともに視覚的に非常に類似しており、本測定器の有用性が示された。両測定器によって得られたデータを比較した結果では、切歯点の最大開口量については男女間に有意差が認められたが、最大顎頭移動量、最大下顎回転量については男女間に有意差が認められなかった。

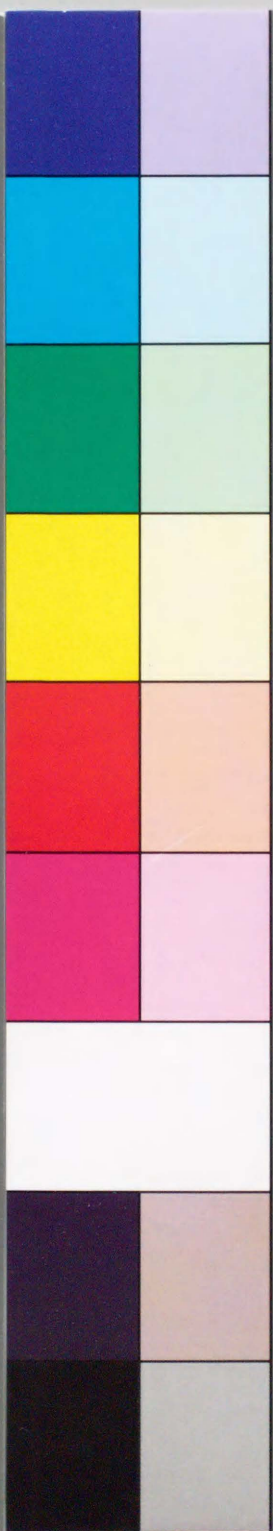
以上、本研究は臨床で容易に使用できる6自由度顎運動測定器の研究開発を大きく前進させたもので歯学の発展に貢献するところが大きく、博士(歯学)の学位授与に値するものと考えられる。



# Kodak Color Control Patches

© Kodak, 2007 TM: Kodak

Blue Cyan Green Yellow Red Magenta White 3/Color Black



# Kodak Gray Scale



© Kodak, 2007 TM: Kodak

A 1 2 3 4 5 6 M 8 9 10 11 12 13 14 15 B 17 18 19

